



HAL
open science

De l'analyse du mouvement in-vitro à la génération de mouvements des systèmes anthropomorphes

Bruno Watier

► **To cite this version:**

Bruno Watier. De l'analyse du mouvement in-vitro à la génération de mouvements des systèmes anthropomorphes. Automatique / Robotique. Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier), 2015. tel-01942858

HAL Id: tel-01942858

<https://laas.hal.science/tel-01942858v1>

Submitted on 3 Dec 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Rapport d'activité scientifique pour l'obtention de
l'Habilitation à Diriger des Recherches

DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT IN-VITRO
A LA GENERATION DE MOUVEMENTS
DES SYSTEMES ANTHROPOMORPHES

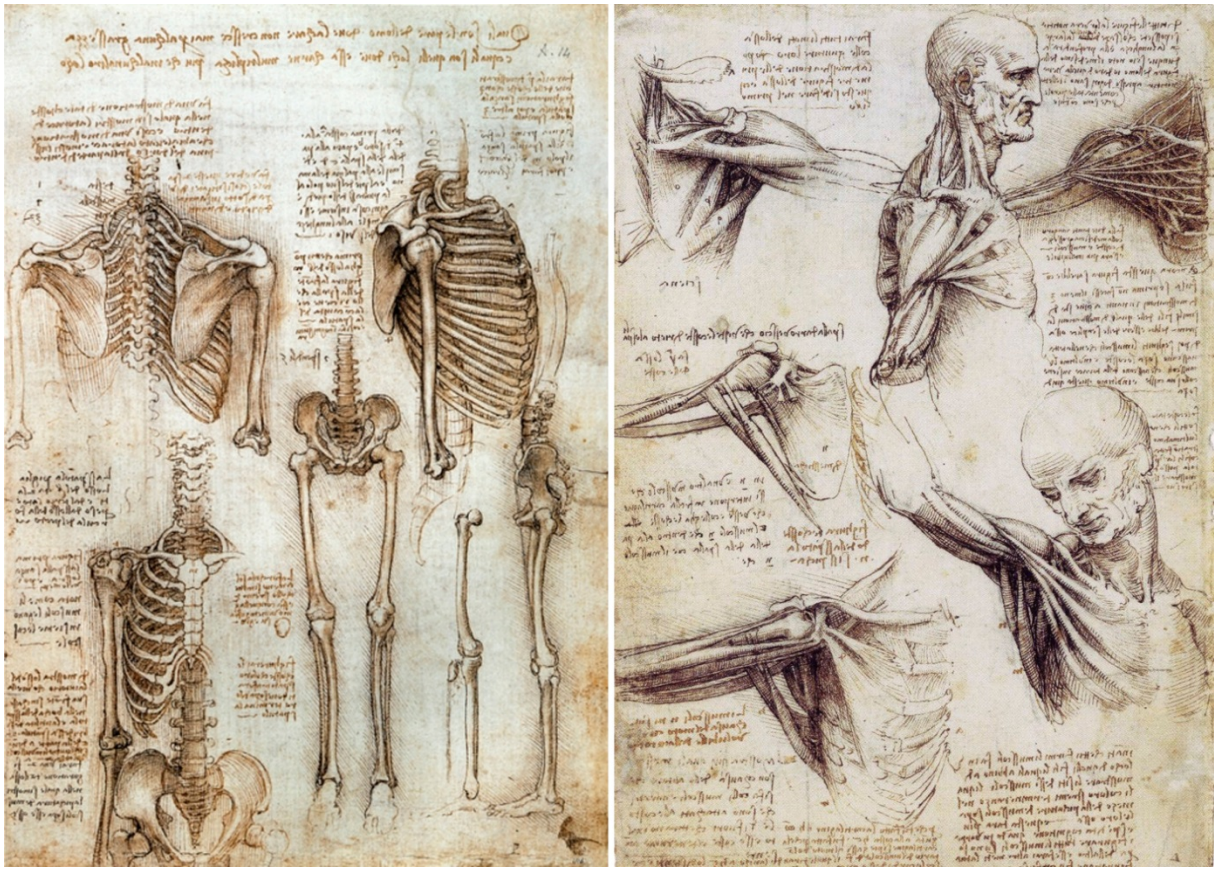
Bruno WATIER

Maître de Conférences
à l'Université Paul Sabatier de Toulouse

Soutenance prévue le lundi 16 Novembre 2015

JURY :

Rapporteur :	Laurence CHEZE	PU	LBMC - Université de Lyon
Rapporteur :	Eric BERTON	PU	ISM - Université d'Aix Marseille
Rapporteur :	Franck MULTON	PU	M2S - Université de Rennes
Examineur :	Pierre BRANCHER	PU	IMFT - Université de Toulouse
Examineur :	Philippe FRAISSE	PU	LIRMM - Université de Montpellier
Examineur :	Philippe SOUERES	DR	LAAS - CNRS
Examineur :	Pier-Giorgio ZANONE	PU	PRISSMH - Université de Toulouse



Léonardo da Vinci – Etudes de squelette (1511)

Merci à Jimmy, Eric, David, Anthony, Nicolas et Galo.

TABLE DES MATIERES

1	Informations générales	1
1.1	Curriculum Vitae	1
1.1.1	Etat Civil	1
1.1.2	Titres et diplômes	2
1.1.3	Fonctions exercées	2
1.2	Activités d'enseignement.....	2
1.2.1	ENSAM ParisTech.....	3
1.2.2	Département STAPS - Université de Toulouse III	3
1.2.3	Département de mécanique - Université de Toulouse III	4
1.2.4	ISAE	4
1.3	Activités d'encadrement	5
1.3.1	Master 1 recherche	5
1.3.2	Master 2 professionnel.....	6
1.3.3	Master 2 Recherche.....	7
1.3.4	Doctorat.....	8
1.4	Valorisation scientifique	9
1.4.1	Valorisation industrielle.....	9
1.4.2	Responsabilités de projets de recherche	10
1.4.3	Animation et responsabilité scientifique.....	10
1.5	Responsabilités pédagogiques et administratives.....	11
2	Activités de recherche.....	13
2.1	Introduction	13
2.2	Laboratoire de Biomécanique (LBM - institut de biomécanique humaine Georges Charpak - 1992-1998).....	14
2.2.1	Travaux Préliminaires	15
2.2.2	Travaux de Thèse	19
2.2.3	Travaux Complémentaires.....	28
2.2.4	Travaux en Per-opératoire – Collaboration avec l’hôpital St Vincent de Paul	30
2.2.5	Conclusion	33
2.3	Laboratoires LAPMA & PRISSMH (1998-2014)	34
2.3.1	Un peu de mécanique musculaire.....	34
2.3.2	Analyse de la nage avec palmes	36
2.3.3	Présentation de la dynamique inverse : méthodes et limites.....	43
2.3.4	Application à l’étude du cyclisme.....	52

2.3.5	Etude adimensionnelle de la marche et de la course	68
2.3.6	Conclusion	77
2.4	Perspectives - LAAS - Equipe Gepetto (depuis 2015)	78
2.4.1	Introduction	78
2.4.2	AnthropoMove	83
2.4.3	Etude des synergies musculaires.....	88
2.4.4	Paramètres de stabilité du mouvement.....	92
2.4.5	Pédalage d'HRP2.....	96
2.4.6	Projet INTEGAIT	98
2.4.7	Conclusion	99
3	Listes des publications et communications.....	100
3.1	Publications.....	100
3.2	Communications	103
3.3	Communications et séminaires invités.....	106
4	References bibliographiques.....	108

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1: Segment L3-Sacrum instrumenté avec dissectomie. Exemples des dispositifs EASI® et Twinflex®	16
Figure 2-2: Courbe de comportement (translation et rotation) d'un segment anatomique en extension sain, sain et instrumenté puis lésé et instrumenté	16
Figure 2-3: Modèle par éléments finis du Twinflex (vue du dispositif et des différentes modalités d'ancrage entre les vis pédiculaires et les corps vertébraux	17
Figure 2-4: Comparaison des mobilités du modèle éléments finis et des résultats expérimentaux (moyenne sur 6 segments)	18
Figure 2-5: Modèle par éléments finis du rachis cervical développé par S. Veron et validé par nos travaux expérimentaux	19
Figure 2-6: Protocole expérimental d'étude du comportement mécanique du rachis cervical. Mise en évidence du système de reconstruction tridimensionnelle et de chargement du segment.....	20
Figure 2-7: Stylo permettant la reconstruction du repère local lié à chaque vertèbre	21
Figure 2-8: Représentation schématique du mouvement relatif de deux vertèbres	21
Figure 2-9: Courbe de comportement d'une unité C1-C2 soumise à de la torsion	22
Figure 2-10: Les différents paramètres étudiés	23
Figure 2-11: Répartition des mobilités entre les différents niveaux vertébraux dans les trois sollicitations physiologiques	24
Figure 2-12: Mobilités de couplage de flexion extension lors d'une sollicitation de torsion: influence de la séquence d'axes utilisés	24
Figure 2-13 : Les différents matériels d'ostéosynthèses étudiés.....	25
Figure 2-14 : protocole et courbe de comportement cinématique tridimensionnelle d'une articulation du corps humain	26
Figure 2-15 : Influence de la séquence d'axes sur les valeurs de mobilité couplée	27
Figure 2-16 : Mise en évidence de la baisse de la mobilité avec l'âge	27
Figure 2-17 : Etude de la jonction lombo-sacrée	29
Figure 2-18 : Courbe de comportement d'une unité fonctionnelle rachidienne lombaire	29
Figure 2-19 : Mise en place d'une tige de Cotrel-Dubousset et manœuvre de dérotation	31
Figure 2-20 : Protocole expérimentale d'étude de la dérotation de la colonne lors de la pose d'une tige de Cotrel-Dubousset.....	32
Figure 2-21 : Exemple de rotations tridimensionnelles de la vertèbre apicale lors de la manœuvre de dérotation.....	33
Figure 2-22 : Couple développé par l'articulation du genou fonction de la vitesse et de la position articulaire selon Anderson	35
Figure 2-23: Modèle du muscle squelettique selon Hill.....	35
Figure 2-24 : Courbe de comportement du muscle longissimus dorsi de lapin.....	36
Figure 2-25 : Protocole d'analyse de la cinématique de la nage avec palme	38
Figure 2-26 : Dispositif de calibrage et visualisation marquage des articulations.....	39
Figure 2-27 : Visualisation de nages en surface et en immersion.....	39
Figure 2-28 : Amplitude d'oscillation des différentes articulations en fonction de la distance et de l'expertise	41
Figure 2-29 : Courbe des positions articulaires en fonction du temps.	41
Figure 2-30 : Phase relative des différentes articulations par rapport au pognet.....	42

Figure 2-31 : Angle de flexion du genou en fonction de l'expertise et de la distance de course	42
Figure 2-32 : Modèle de Hanavan (1964) poly-articulé composé de 14 segments	44
Figure 2-33 : Représentation schématique du principe de la dynamique inverse appliqué à un segment anatomique selon Dumas (2004)	45
Figure 2-34 : Protocole de motion capture et visualisation des déplacements médio-latéraux des marqueurs par rapport au système squelettique lors d'une tâche de step	46
Figure 2-35 : Système de référence proposé par l'ISB pour la jambe.....	47
Figure 2-36 : Exemple de détermination de paramètres anthropométriques personnalisés selon Damavandi	48
Figure 2-37 : Représentation schématique de la méthode ScoRe (Ehrig, 2006)	49
Figure 2-38 : Moment à la hanche lors d'une phase de réception selon Mc Caw et al. (trait plein : données non filtrées, trait pointillé : données filtrées)	50
Figure 2-39 : MCF normalisé pour plusieurs réglages présentées par Gonzales et Hull.....	52
Figure 2-40: Modèle 2D du membre inférieur utilisé pour la détermination des couples articulaires.....	53
Figure 2-41 : Index d'inefficacité du pédalage en fonction de la puissance normalisée à P_{MAX} . Comparaison des positions assise (bleu) et danseuse (rouge).....	54
Figure 2-42 : Puissance développée au genou en position assise et danseuse normalisée par rapport à la puissance développée au pédalier.....	56
Figure 2-43: Evolution du MCF normalisée en posture assise et danseuse.....	56
Figure 2-44 : Les principaux muscles du pédalage selon Jorge & Hull (1986).....	57
Figure 2-45: Pattern d'activation des muscles RF (droite) et BF (gauche) au cours d'un cycle de pédalage en fonction de la position de la manivelle (voir texte).....	58
Figure 2-46 : Couple et puissance développée en fonction de la vitesse de pédalage.....	59
Figure 2-47 : Pattern de couple développé à la hanche, au genou et à la cheville (Nm) lors d'une tâche de pédalage à puissance maximale.....	60
Figure 2-48 : Ratios couple maximum sur ergocycle / couple maximum sur ergomètre...	61
Figure 2-49 : Méthode utilisée pour l'étude de la transition et représentation des niveaux de puissance étudiée.....	62
Figure 2-50 : Illustration du positionnement des capteurs de quantification des actions mécaniques sur l'ergocycle	62
Figure 2-51: Validation du processus de dynamique inverse sur le tronc lors d'une tâche de pédalage	63
Figure 2-52 : Couple articulaire au poignet, au coude et à l'épaule autour de l'axe transverse pour différents niveaux de puissance	64
Figure 2-53 : Travail développé par les membres supérieurs	65
Figure 2-54 : Corrélation entre MCF et ECF.....	66
Figure 2-55 : MCF et EFC en fonction de la puissance de transition spontanée.....	67
Figure 2-56 :Le Spring Mass Model utilisé pour la modélisation de la locomotion	69
Figure 2-57 : Présentation de la méthodologie expérimentale	70
Figure 2-58 : Variance des angles de flexion/extension dans les différentes conditions expérimentales pour la course.....	70
Figure 2-59: Corrélation des paramètres cinétiques lors de la course à 6km/h.....	71
Figure 2-60: Ecart-type des couples articulaires lors de la course en fonction de la vitesse de course	72
Figure 2-61 : Modèle SMM et modèle poly-articulé	73

Figure 2-62 : Similarités entre le modèle SMM (bleu) et le modèle SAM (rouge) au cours de la marche.....	74
Figure 2-63: Similarités entre le modèle SMM (bleu) et le modèle SAM (rouge) au cours de la course	74
Figure 2-64: MCF en fonction du nombre de Froude pour la marche et la course	76
Figure 2-65: Plateformes robotiques du LAAS : HRP-2 et Roméo.....	79
Figure 2-66 : Comparaison des vitesses trajectoires prédites lors d'une tâche de pointage par différentes fonctions de coûts.....	82
Figure 2-67: Saut de précision chez un pratiquant du parkour.....	84
Figure 2-68 : Reconstruction des données du saut de précision chez les novices et les experts.....	85
Figure 2-69 : Couple articulaire à la hanche autour de l'axe transverse lors d'une phase.	85
Figure 2-70 : Modèle OpenSim pour la détermination des couples par dynamique inverse	86
Figure 2-71 : Données mécanique du saut de précision chez les novices et les experts en fonction de la hauteur de saut. A- Ellipsoïde du centre des pressions. B- Trajectoire du centre des pressions. C- Force de réception antéro-postérieure. D- Force de réaction verticale.....	86
Figure 2-72 : Simulation des mouvements de parkour par un modèle agrémenté du robot HRP-2.....	87
Figure 2-73: Activité des muscles du membre inférieur sur un cycle de pédalage en position assis et danseuse en fonction de la puissance de transition spontanée.....	90
Figure 2-74: Variance expliquée en fonction du nombre de synergies retenues (A). Nombre d'occurrences constatés (B).....	91
Figure 2-75 : Poids de chaque muscle pour chacune des synergies lors de la transition assis/danseuse.....	91
Figure 2-76 : Travaux préliminaires concernant le pédalage d'HRP-2 sur ergocycle Lode-Excalibur	97

LISTE DES TABLES ET TABLEAUX

Tableau 2-1 : pourcentage de variation de la mobilité des unités instrumentées par rapport à la mobilité des unités saines	26
Tableau 2-2 : Vitesse moyenne de nage en fonction de la distance (100 et 800m) et du niveau de pratique	40
Tableau 2-3 : Période moyenne en fonction de la distance et du niveau.....	40
Tableau 2-4 : Valeurs maximales des couples en flexion et extension aux différentes articulations lors d'une tâche de pédalage à puissance maximale.....	60
Tableau 3-1: publications dans des revues internationales à comité de lecture.....	102
Tableau 3-2 : publications dans des revues nationales à comité de lecture.....	103
Tableau 3-3 : communications avec actes.....	106

1 INFORMATIONS GENERALES

1.1 CURRICULUM VITAE

1.1.1 ETAT CIVIL

Nom: WATIER

Prénom: Bruno

Date et lieu de naissance: 24 novembre 1970 à PAU (64)

Nationalité: Française

Etat civil: Union libre, 2 enfants

Adresse personnelle: 3, impasse du Feretra - 31400 Toulouse

Adresses professionnelles:

Laboratoire d'Analyses et d'Architecture des Systèmes (LAAS - CNRS)
7, av. du colonel Roche
31077 Toulouse Cedex
Tél. : +33 (0)5 61 33 69 47

Université Toulouse III - Paul Sabatier
F2SMH
118, route de Narbonne
31062 Toulouse Cedex 9
Tél. : +33 (0)5 61 55 83 82

1.1.2 TITRES ET DIPLOMES

Baccalauréat: Série E, obtenu en Juillet 1988 à Pau (64).

Ingénieur de l'Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers (**ENSAM ParisTech**), en Juillet 1993.

Diplôme d'Etudes Approfondies (**DEA**) de Génie Biologique et médical (**ENSAM ParisTech et Paris XII**), option Biomécanique en Juillet 1993 - Mention Assez Bien.

Doctorat de mécanique, intitulé « Etude expérimentale du rachis cervical : comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo », soutenu le 11 Décembre 1997 à l'ENSAM ParisTech, sous la direction du Pr. LAVASTE

Jury: Mme W. SKALLI, MCU, ENSAM

MM. C. ARGENSON, Professeur, Hôpital de l'Archet

L. RAKOTOMANANA, Maître, Ecole Polytechnique, Lausanne

G. SAILLANT, Professeur, Hôpital Pitié Salpêtrière

J. DIMNET, Professeur, Université Claude Bernard, Lyon

F. LAVASTE, Professeur, ENSAM

L. CASTEX, Professeur, ENSAM

J.M. VITAL, Professeur, CHU Bordeaux

Qualification au poste de Maitres de Conférences obtenue en Février 1998 en 60^{ème} section.

1.1.3 FONCTIONS EXERCEES

- **Chercheur doctorant** au sein du Laboratoire de Biomécanique (LBM - ENSAM ParisTech) de 1993 à 1995 puis de 1996 à 1997.

- Service militaire au sein du **service Europe de l'ANRT**: participation au montage des dossiers de financement de projets par la commission européenne (BRITE EURAM - 7ème PCRD)

- Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (ATER) à l'ENSAM - ParisTech (1997-1998)

- Depuis 1998, **maître de conférences** à l'université Toulouse III Paul Sabatier:

- membre du **LAPMA** (reps B. Thon) de 1998 à 2004,

- membre du **PRISSMH** (resp. P.G. Zanone) de 2004 à 2014,

- membre de l'équipe **Gepetto du LAAS** (resp. P. Soueres) depuis janvier 2015.

1.2 ACTIVITES D'ENSEIGNEMENT

Mon cursus de mécanicien poursuivi par un DEA en génie biologique et médical m'a permis de développer un fort potentiel de formation pluridisciplinaire dans le domaine de la mécanique et plus particulièrement de la biomécanique. Mes enseignements sont donc transversaux et s'inscrivent ainsi dans des cursus à dominante mécanique (ISAE, UFR

Sciences), mais aussi dans le cursus STAPS ou l'aspect dominant de mes interventions est la biomécanique et l'étude du mouvement humain. Mes enseignements sont également répartis entre enseignements magistraux, travaux dirigés et travaux pratiques en biomécanique (utilisation des outils de l'analyse du mouvement humain). Ces enseignements sont donnés à tous les niveaux mais principalement en licence 3, master 1 et 2. Le détail de ces enseignements est donné au chapitre suivant par composante. Je présenterai les enseignements les plus marquants en notant bien la période d'exercice.

Notons aussi, que dès mon arrivée à l'université Toulouse III, j'ai innové en concevant des contenus entièrement numérisés comme support de cours pour mes enseignements. En particulier, j'ai créé des enseignements numériques pour mes enseignements en L1 (UE11), L2 (UE16), master 1 (Sc2) et master 2 (UE1R). Depuis l'an dernier, j'utilise aussi la plateforme Moodle mise en place par le Service Universitaire de Pédagogie (SUP) essentiellement comme support de téléchargement des fichiers de cours.

1.2.1 ENSAM PARISTECH

L'essentiel de mes activités pédagogiques lors de mon année d'ATER à l'ENSAM Paris Tech a consisté à l'encadrement d'étudiants en Projet de Fin d'Etude (PFE) dans le domaine de la biomécanique (voir aussi paragraphe 2.2 ci-dessous). J'ai néanmoins réalisé un cours de DEA de Génie Biologique et Médical intitulé: principe de fonctionnement des dispositifs de reconstruction tridimensionnelle. Ce cours présentait les théories des méthodes (DLT et lignes épipolaires) utilisées en motion capture.

1.2.2 DEPARTEMENT STAPS - UNIVERSITE DE TOULOUSE III

Licence 1:

- Biomécanique (1999-2009) : Cinématique du point, dynamique du point matériel, Anthropométrie, Principe fondamental appliqué à la performance sportive.

Licence 2:

- Biomécanique et analyse du mouvement (1999-2010) : Leviers anatomiques, moments de forces, Statique des solides. Initiation à la dynamique du système musculo-squelettique

Licence 3 :

- Biomécanique de la performance sportive (2000-2011) : Initiation à la mécanique musculaire, relation force vitesse, relation couple angle, adaptation à l'exercice. Outils de quantification de la performance: Myotest, Motion capture, ...

Master 1 :

- Biomécanique et analyse du mouvement (1999-2011) : Initiation à la mécanique des fluides: applications aux activités sportives aquatiques. Aspects énergétiques de la performance sportive: puissance, énergie, théorème de l'énergie mécanique, ...

Master 2 professionnel :

- Optimisation de la performance et prévention: aspects biomécaniques (depuis 2008) : Rappel des lois générales de la mécanique et application à la performance sportive.

Formation théorique et pratique aux outils de quantification de la performance sportive: Vicon, Biodex, Myotest, Plateforme de force, ...

- Conception et suivi de stage (depuis 2009) : Accompagnement des étudiants en master professionnel dans la conception de leur stage professionnel d'une durée de 6 mois. Participation et organisation des soutenances orales.

Master 2 recherche :

- Biomécanique et analyse du mouvement (depuis 2008) : Dynamique inverse et modélisation du système musculo-squelettique.

1.2.3 DEPARTEMENT DE MECANIQUE - UNIVERSITE DE TOULOUSE III

Licence 1 :

- Module de découverte (depuis 2006): Découverte de la biomécanique, méthodologie expérimentale et outils de quantification

Licence 2 :

- Mécanique des fluides et thermodynamique (2005-2010): Lois de l'hydrostatique, de l'hydrodynamisme, utilisation du théorème d'Euler, sur des mesures de débit, de turbulence et de pertes de charge. Equation de Navier-Stokes...

Licence 3 :

- Mécanique analytique (2004-2008) : principe des puissances virtuelles, équations de Lagrange, Equation de Painlevé.

- Thermodynamique (depuis 2010): présentation du premier et du second principe de la thermodynamique. Notion d'équilibre et de stabilité des systèmes à partir des différentes fonctions thermodynamiques. Etude des changements de phases.

- Mécanique des milieux continus et application à l'élasticité générale (depuis 2009): Tenseur des contraintes, tenseur des déformations, loi de comportement élastique, principe fondamental sous forme local, équation de Navier, énergie de déformation élastique.

Master 1:

- Mécanique générale (depuis 2009) : Travaux pratiques concernant la mécanique des milieux continus. Etude du flambement, de l'énergie de déformation élastique et utilisation des théorèmes de Manabréa et Castigliano. Etude de la traction-compression des systèmes élastiques.

Master 2 recherche "Mécanique pour le Vivant" :

- Biomécanique (depuis 2012): Modélisation du système musculo-squelettique, dynamique inverse en formulation Newtonienne et Lagrangienne.

1.2.4 ISAE

Licence 3 (1ère année d'école):

- Mécanique générale (depuis 2002): Théorèmes généraux, principes des puissances virtuelles, équations de Lagrange, vibrations,...

- Enseignements en thermodynamique (depuis 2005): Systèmes ouverts, systèmes fermés et transferts thermiques.

- Elasticité générale (depuis 2006): Tenseur des contraintes, tenseur des déformations, loi de comportement élastique, principe fondamental sous forme local, équation de Navier, énergie de déformation élastique, théorèmes de Manabréa et Castigliano.

1.3 ACTIVITES D'ENCADREMENT

Une part importante de mon travail pédagogique vis-à-vis des étudiants consiste à les encadrer dans la réalisation de leur mémoire professionnel ou de recherche. Dans ce cadre, mes interventions consistent à piloter les étudiants dans la réalisation de leur mémoire en particulier en master I et II. J'encadre en moyenne 2 mémoires de master I recherche, 2 mémoires de master II professionnel et un mémoire de master II recherche chaque année. Depuis le début de ma carrière, j'ai ainsi encadré 10 étudiants en stage de master 2 recherche, 19 mémoires d'étudiants en master professionnel et plus de 30 groupes d'étudiants en master 1 recherche. Ces étudiants sont issus de la F2SMH (UFR Staps) mais aussi de la Faculté des Sciences ou de l'ISAE. Pour plus de détails, on trouvera ci-dessous une liste des étudiants encadrés en master 1, master 2 professionnel et master 2 recherche pour ces dernières années.

1.3.1 MASTER 1 RECHERCHE

Au niveau master 1, j'encadre chaque année de 2 à 3 groupes d'étudiants qui réalisent un mémoire de recherche sur un semestre. Ces groupes, généralement composés de 2 étudiants, doivent s'initier à la recherche en réalisant une synthèse bibliographique, développer une méthodologie expérimentale et synthétiser puis discuter des résultats obtenus. La réussite de ce travail de recherche est un préalable à une poursuite en master 2 recherche puis en doctorat. Cet encadrement est réalisé pour moitié à des étudiants inscrits en master Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS) mention sciences du mouvement humain et pour moitié à des étudiants inscrits à la faculté des Sciences et d'Ingénierie (FSI) en master de mécanique. On trouvera dans le tableau ci-dessous un tableau synthétique de ces encadrements réalisés durant les quatre dernières années.

NOM	ANNEE	TITRE
JAUMARD DURANTON	2014-2015	Détermination des invariants dynamiques lors de tâches complexes hautement dynamiques: exemple du parkour
TOCABENS DE FINO	2014-2015	Adaptation des paramètres mécaniques de la locomotion lors de l'immobilisation de la tête
ROUX DELMAS MAZIERES	2013-2014	Comparaison de sauts avec et sans contre-mouvements chez des populations d'haltérophiles et de basketteurs

LARABI YEBGA-HOT GLADYSHEVA	2013-2014	Utilisation du modèle Opensim pour la détermination des efforts musculaires lors d'une tâche de pédalage
MAILLOT CANTAYRE	2012-2013	Estimation de la position optimale des appuis pour effectuer une poussée horizontale en position de mêlée
MALATERRE GAMAIN	2012-2013	Dynamique inverse en cyclisme
LAKNICH BOUZAR	2012-2013	Détermination des capacités de production de force des articulations du membre inférieur
DUCOUSSO GANOT	2011-2012	Etude de l'évolution des paramètres spatio-temporels de la marche en fonction de la vitesse de marche chez le sujet sain
PRATS HOUDROGE	2011-2012	Transition de la posture classique vers la posture danseuse chez le cycliste: études des couples articulaires par dynamique inverse
CLAVERIE HANGARD	2011-2012	Etude sur les impacts d'un appareil de soutènement durant la marche humaine : d'une marche saine vers une marche instrumentée
VEY DEBUIRE	2011-2012	Localisation du centre de gravité du corps humain à l'aide de plateforme de forces ou de motion capture
NDIAYE AUDARD	2011-2012	Détermination des couples articulaires lors de la marche et de la course par dynamique inverse
COSTES ENJALBY RENON	2010-2011	Dans quelle mesure la puissance maximale sur ergocycle avec une position choisie spontanément est-elle corrélée aux moments maximaux des différentes articulations de la jambe ?

1.3.2 MASTER 2 PROFESSIONNEL

En tant que responsable du master Optimisation de la performance Sportive et Entraînement, une part non négligeable de mes encadrements de niveau master est dédiée au suivi des mémoires de fin d'étude. Ces mémoires d'une durée de 6 mois à plein temps se déroulent simultanément dans une structure sportive et au laboratoire pour les besoins de quantification de la performance. Chaque année, j'encadre ainsi un à deux étudiants sur des thématiques en lien avec la performance de haut niveau et avec les thématiques du laboratoire. On trouvera ci-dessous un tableau de ces encadrements sur les quatre dernières années.

NOM	ANNEE	TITRE
REY	2014-2015	Développement de puissance chez des joueurs de rugby U16 et U18 au SUA (Agen)
DOUMERCQ	2013-2014	Etude de l'impact au sol de basketteurs de haut-niveau lors de la réception d'un saut
CADEAC	2012-2013	Entraînement fonctionnel et préalable au développement de la puissance chez des jeunes rugbymans
SONCOURT	2011-2012	Développement de la puissance en rugby : travail en musculation chez des jeunes peu ou non-initiés
PEYRE	2011-2012	Analyse cinématique du monopalmier lors d'une épreuve de sauvetage sportif
FARENC	2010-2011	Etude biomécanique du saut avec et sans contre mouvement chez des handballeurs professionnels
HOR	2010-2011	Evolution des paramètres posturaux cliniques et stabilométriques après un travail de renforcement musculaire postural et d'équilibre chez de jeunes golfeurs
ROSCOUET	2010-2011	Etude de l'évolution des ratios ischio-jambiers/quadriceps sur des volleyeurs suite à la mise en place d'un travail de puissance

1.3.3 MASTER 2 RECHERCHE

Depuis mon arrivée à Toulouse, j'ai suivi 10 étudiants en stage de master 2 recherche. Ces stages sont d'une durée de six mois en laboratoire. On trouvera ci-dessous, la liste des étudiants avec la thématique abordée.

NOM	ANNEE	TITRE
BAILLY	2014-2015	Etude de la stabilité chez l'homme et application au contrôle des robots humanoïdes
SINIVASSIN	2014-2015	Etude de la position en danseuse chez le cycliste avec un robot humanoïde de taille humaine.
CLAVERIE	2012-2013	Impact d'un dispositif de soutènement sur les paramètres biomécaniques de la marche

COSTES	2011-2012	Quelle proportion du Couple Maximal de chaque Articulation du Membre Inférieur est utilisée en Cyclisme à Puissance Maximale ?
VILLEGER	2010-2011	Variation des aspects mécaniques du pénalty au handball selon le niveau d'expertise et la zone de tir ciblée
TURPIN	2007-2008	L'optimalité comme principe d'organisation du mouvement ?
POIRIER	2003-2004	Etude dynamique du cycliste
CADENE	2002-2003	Etude cinématique du remorquage de mannequin avec palmes
GAUTIER	2001-2002	Etude des paramètres cinématiques de la nage avec palmes
MANZANO	1997-1998	Visualisation graphique des déplacements du rachis

1.3.4 DOCTORAT

Depuis mon arrivée à Toulouse, j'ai d'ores et déjà co-encadré cinq étudiants en thèse. Pour assurer la continuité de mon travail, notons que je superviserai l'an prochain un nouveau travail de doctorat avec François Bailly (Bourse de thèse obtenue par l'école normale supérieure - département EEA). Je présenterai plus en détails son projet de thèse dans la partie perspectives de mon travail de recherche (paragraphe 2.4 ci-dessous). Notons aussi, le travail de thèse de Jimmy Gautier (2002-2005) qui n'a pas pu être soutenu pour raison de santé mais dont les travaux ont été plusieurs fois publiés ou communiqués.

NOM	ANNEE	TAUX D'ENCADREMENT	TITRE
BAILLY	2015-2018	50%	Etude de nouveaux critères de stabilité chez l'homme et transfert des paramètres de contrôle aux robots anthropomorphes
MALDONADO	2014-2017	80%	AnthropoMove: Génération de mouvements corps-complets des systèmes anthropomorphes
COSTES	2012-2015	80%	Le cyclisme comme prétexte à l'étude de l'optimisation du mouvement
VILLEGER	2011-2014	50%	Analyse adimensionnelle de la locomotion humaine

POIRIER	2006-2010	80%	Transition de la posture classique vers la posture danseuse chez le cycliste. Influence de paramètres biomécaniques.
---------	-----------	-----	--

1.4 VALORISATION SCIENTIFIQUE

1.4.1 VALORISATION INDUSTRIELLE

Depuis mon arrivée à Toulouse, j'ai aussi été responsable scientifique de 7 contrats de valorisation industrielle. Une rapide présentation de ces projets est donnée ci-dessous:

La première convention de recherche (terminée), accompagnait le dossier PREDIT 75-226-01 avec la SNCF, l'université Paris X Nanterre, la société COGITOBIO et l'université Paul Sabatier. Ce projet a eu pour objectif l'amélioration du confort des usagers de la SNCF via une étude cinématique et dynamique de la posture des voyageurs. In fine ce projet a permis une amélioration de la conception des sièges et des espaces de mobilité des wagons afin de réduire les actions mécaniques transmises au voyageur ainsi que d'augmenter les espaces de déplacement.

La deuxième convention de prestation de service avec la société PROMILES – DECATHLON (contrat UPS 04-12-012) a eu pour objectif l'étude de la cinématique d'un nageur équipé de palmes de différents standing. L'aspect novateur a été de réaliser des films immergés d'une grande précision permettant l'étude de la cinématique du nageur mais aussi de la déformée de la palme au cours du mouvement de propulsion.

Le troisième contrat de collaboration de recherche avec la société OSTEOBIO (contrat UPS 05-12-012) a permis l'établissement d'une banque de données à visée pédagogique et de recherche concernant la mobilité des différentes articulations du corps humain en fonction de différents paramètres physiologiques (i.e. : âge, caractéristiques anthropométriques, ...).

De 2008 à 2011, nous avons réalisé un contrat de collaboration de recherche avec l'université Paris X Nanterre et la société COGITOBIO (contrat UPS 05 12 004). Il a permis de développer un modèle d'articulation du corps humain prenant en compte l'ensemble des tissus (i.e. : muscles, ligaments, os, ...) dans le but d'améliorer les modèles de dynamique inverse couramment utilisés dans la littérature.

En 2011, nous avons réalisé une collaboration entre la société TECHNO-CONCEPT et l'Université Paul Sabatier (contrat UPS 080-Z343). Ce projet a permis de mettre en synergie les dispositifs MorphowinTM et FeetestTM développées par la société TECHNOCONCEPT afin de déterminer les moments musculaires nets aux différentes charnières du rachis.

J'ai aussi été responsable scientifique entre 2011 et 2013 d'une étude entre la société Héphaïstos (fabriquant de mobilier scolaire) et le centre universitaire J.F. Champollion (contrat UPS XXX-XXXX). Cette étude, partiellement financée par la région Midi-Pyrénées a eu pour objectif de déterminer la géométrie optimale afin de minimiser les contraintes mécaniques lors de l'utilisation du mobilier scolaire Héphaïstos.

Enfin, je suis actuellement responsable scientifique du projet "Reconstruction" (réf. 14017CC) avec la junior entreprise UPSILON basée à Toulouse. Ce projet réalisé par des étudiants de master 1 a pour objectif d'optimiser le temps de reconstruction et de traitement temps réel des fichiers c3d issu des acquisitions avec le dispositif de motion capture ViconTM.

J'ai, par ailleurs, contribué à plusieurs journées organisées par Midi-Pyrénées Innovation pour promouvoir nos activités de recherche et mettre en synergie le monde industriel et académique en Midi-Pyrénées (Mid Innov, 30/01/2014 ; Industrie et Sport, 13/11/2013).

1.4.2 RESPONSABILITES DE PROJETS DE RECHERCHE

En 2011, j'ai été responsable scientifique d'un projet AO1 (Appel d'offres du conseil scientifique de l'université Paul Sabatier) doté d'un montant de 20 000€. Ce projet a permis les premières collaborations entre le PRISSMH et le LAAS concernant le transfert de données entre biomécanique et robotique humanoïde.

Depuis cette année, je suis responsable scientifique du projet AnthroMove (Génération de mouvements corps-complets des systèmes anthropomorphes). Ce projet a été doté d'une bourse de thèse obtenue par appel d'offres au conseil régional Midi-Pyrénées qui a permis le financement de la thèse de Galo Maldonado. En complément, ce projet a été doté d'une subvention de 20 000€.

Depuis mon intégration au LAAS, je participe au projet ANR ENTRACTE (Anthropomorphic Action Planning and Understanding) sous la direction de Nicolas Mansard. Je suis, pour ce projet, responsable de la partie expérimentale concernant l'acquisition de mouvements humains hautement dynamiques (challenge "Extreme Man"). J'ai aussi participé aux prises de données expérimentales relatives à l'ERC Grant piloté par Jean-Paul Laumond. Ces projets seront plus largement présentés dans la partie perspective (paragraphe 2.4).

Je suis aussi responsable scientifique pour le LAAS du projet européen InteGait soumis (H2020 - PHC 30 - responsable F. Multon - M2S - Rennes). Je présenterai aussi succinctement ce projet dans les perspectives de mes travaux à la suite de ce document.

1.4.3 ANIMATION ET RESPONSABILITE SCIENTIFIQUE

En 2012, j'ai été membre du comité scientifique et du comité d'organisation du 37ème congrès de la société de biomécanique qui s'est tenu à Toulouse (http://sb2012-toulouse.imft.fr/index1_accueil.htm).

Je suis régulièrement sollicité pour expertise scientifique de projets de recherche auprès d'organismes nationaux et en particulier pour l'ANR, l'INSEP et les Conseils Régionaux, en particulier Midi Pyrénées.

Depuis 2009, je suis membre du collège scientifique pour la section CNU 74 à l'université Paul Sabatier et j'appartiens parallèlement au Groupe d'Avancement local pour les maîtres de conférences.

Je suis aussi membre du conseil scientifique du groupe Gepetto au LAAS.

Au sein du PRISSMH, j'ai été responsable des moyens informatiques du laboratoire jusqu'en décembre 2014. Cette tâche a consisté à commander (ordinateur, logiciels, ...), puis assurer le suivi technique du système (installation, mise en réseau, ...). Le parc informatique du laboratoire comporte actuellement 52 ordinateurs.

En 2011, j'ai participé lors de la Novela (<http://www.fete-connaissance.fr/?cadre=festival-la-novela>), organisée par Toulouse Métropole, à une journée porte ouverte au laboratoire afin de montrer l'intérêt et les applications de l'analyse de mouvement humain. Plus de 200 personnes sont alors venues visiter le laboratoire.

Cette année, j'ai participé activement à la journée de la science au LAAS (<https://www.laas.fr/public/fr/f%C3%A0te-de-la-science>). La manifestation a réuni plus de 600 personnes. Au programme de la journée, présentation de la salle d'analyse du mouvement (plateau technique UPS) et du robot anthropomorphe HRP-2.

1.5 RESPONSABILITES PEDAGOGIQUES ET ADMINISTRATIVES

Lors de mon arrivée à la F2SMH (UFR Staps) j'ai assumé la codirection du Deug Staps pour les années 1999-2001 avec J.L. Tellier. Le travail consistait principalement à organiser les emplois du temps impliquant l'ensemble de l'équipe pédagogique (80 enseignants) en lien avec l'équipe administrative. L'effectif du Deug Staps (environ 1300 étudiants) rend la tâche particulièrement lourde à coordonner.

Depuis 2009, je pilote le master entraînement sportif de l'université Paul Sabatier. Cela nécessite la mise en place de la maquette d'enseignement et la coordination d'une équipe composée de plus de 25 enseignants et enseignants-chercheurs. L'effectif du master est d'environ 60 étudiants (master 1 & 2). Un réseau de plus de 20 intervenants vacataires issus des milieux professionnels sont sollicités pour intervenir dans ce master. Le travail consiste principalement à piloter l'équipe pédagogique afin de construire les contenus d'enseignement en lien avec les fiches RNCP du diplôme, avec les compétences des laboratoires d'appui du master et les débouchés professionnels. Pour ce master, j'ai aussi créé un site internet (<http://master-entrainement.univ-tlse3.fr/>) regroupant toutes les informations nécessaires aux étudiants pour leur inscription (programme, modalités d'inscription, débouchés, ...).

Je suis aussi responsable pour la Faculté des Sciences du Sport (F2SMH - UFR Staps) du Master 2 Recherche 'mécanique du vivant' piloté par le département de mécanique de la FSI. En particulier, j'ai créé les contenus des UE 'systèmes articulées' pour la filière santé et 'biomécanique du mouvement' pour la filière scientifique. Je suis aussi responsable de cette dernière UE.

Depuis 2012, je suis responsable du cours de mécanique générale à l'ISAE (formation ENSICA). Pour cette formation, nous avons coécrit avec Xavier Dufresnes un polycopié de 140 pages portant sur la mécanique générale (théorèmes généraux, équation de Lagrange, principe des puissances virtuelles, ...). Le cours s'adresse aux étudiants en licence 3 qui s'orientent vers un cursus à dominante mécanique.

Au niveau des responsabilités pédagogiques, j'ai été et reste responsable de nombreuses unités d'enseignement (UE) au sein de la F2SMH: UE11 - Biomécanique (L1 - 1999-2009 - Effectif moyen: 800 étudiants), UE16 - Biomécanique et analyse du mouvement (L2 - 2000-2010 - Effectif moyen: 300 étudiants), UE38S - Biomécanique de la performance sportive (L3 ES - 2000-2006 - Effectif moyen: 60 étudiants), UE1 - Optimisation de la performance et prévention: aspects biomécaniques (M2 ES - depuis 2009 - Effectif moyen: 20 étudiants), UE1R: Analyse du mouvement (M2 Recherche - depuis 2009 - Effectif moyen: 6 étudiants). Je suis aussi responsable depuis 2013 de l'UE Biomécanique du mouvement affilié au master recherche mécanique du mouvement piloté par la Faculté des Sciences et d'Ingénierie.

2 ACTIVITES DE RECHERCHE

2.1 INTRODUCTION

Après avoir acquis de solides connaissances en mécanique et mathématiques lors de mon cursus initial, j'ai débuté mes recherches dans le domaine de l'analyse du mouvement et du comportement mécanique des articulations au sein du Laboratoire de Biomécanique (LBM) à l'ENSAM ParisTech de 1993 à 1998. Lors de mon arrivée à Toulouse en 1998 au sein du LAPMA (resp. B. Thon) puis du PRISSMH (resp. P.G. Zanone), la biomécanique était juste émergente. Après une quinzaine d'années passées à la Faculté des Sciences du Sport et du Mouvement Humain (F2SMH - UFR Staps) nous avons pu équiper le laboratoire d'un plateau technique majeur en région Midi-Pyrénées (dispositif de reconstruction tridimensionnel automatisé VICON, plateformes de force, électromyographie, ergocycle, ergomètre isocinétique, ...). Un professeur et deux maîtres de conférences ont par la suite été recrutés pour renforcer l'équipe de biomécanique. Le laboratoire a ainsi poursuivi son renforcement et a pu tisser des liens avec le réseau scientifique de Midi-Pyrénées en particulier. Parallèlement, dans le cadre de mes recherches concernant la performance de haut-niveau, une grande partie des équipements expérimentaux du laboratoire de biomécanique a été installé au sein du CREPS Midi-Pyrénées depuis 2013. Cette installation permet une meilleure synergie entre chercheurs, entraîneurs et athlètes au sein d'une même structure. De là, mes derniers travaux en optimisation, modélisation du système musculo-squelettique et dynamique inverse détaillés dans les rubriques ci-dessous s'inscrivent parfaitement dans le cadre de l'évolution de la recherche actuelle en biomécanique. Depuis janvier 2015, mon travail de recherche s'effectue au LAAS (Laboratoire d'Analyses et d'Architecture des Systèmes - UPR8001) à Toulouse au sein de l'équipe Gepetto, spécialiste du mouvement humain et de robotique humanoïde, dirigé par Philippe Souères. Mes travaux au sein de ce groupe sont axés sur le transfert des données de la mécanique humaine vers les systèmes anthropomorphes. Dans le cadre de ces nouvelles activités au LAAS, j'ai obtenu un Congé pour Recherche et Conversion Thématique (CRCT) de 6 mois pour l'année universitaire 2014-2015. A ce stade, mes travaux ont fait l'objet de 16 publications dans des revues à comité de lecture et de 17 communications avec actes dans des congrès nationaux ou internationaux à comité scientifique (voir annexes). Ces travaux continuent d'être dynamiques avec 2 publications sous presse, 3 en révision mineure et 2 papiers en cours de rédaction.

L'intégralité de mes travaux de recherche porte donc sur la biomécanique humaine et plus particulièrement sur l'analyse du mouvement, la dynamique inverse et la modélisation du geste. Plus récemment, mes travaux se sont orientés vers des aspects plus théoriques concernant la modélisation du système musculo-squelettique et le contrôle du mouvement en combinant contrôle optimal et étude des synergies musculaires. Mes travaux ont ainsi progressivement évolué jusqu'à aujourd'hui; ce qui me permet aujourd'hui d'avoir une vision large du comportement mécanique de l'homme depuis mes premières études sur le comportement mécanique *in vitro* des articulations saines et instrumentées jusqu'à mes travaux récents au LAAS concernant l'analyse corps-complet, par dynamique inverse, du comportement dynamique du système musculo-squelettique lors d'activités sportives hautement dynamiques (parkour et savate).

Je présenterai ainsi ci-dessous l'évolution chronologique de mes recherches qui est largement liée aux laboratoires dans lesquels j'ai exercé mon activité. Je m'attarderai ainsi

plus spécifiquement sur les recherches originales ayant amenées à des publications et principalement à la présentation des travaux liés à mes encadrement de thèse.

2.2 LABORATOIRE DE BIOMECHANIQUE (LBM - INSTITUT DE BIOMECHANIQUE HUMAINE GEORGES CHARPAK - 1992-1998)

Mes travaux de recherche ont commencé par mon Diplôme d'Etudes Approfondis (DEA) de Génie Biologique Médicale sous la direction du Pr. F. Lavaste en 1992. A cette période, le LBM développait trois grands axes de recherche. Le premier axé sur l'étude de l'homme en conditions de chocs automobiles, le second sur la modélisation par éléments finis du système musculo-squelettique et le troisième sur l'étude in-vitro du comportement mécanique des articulations saines, lésées et/ou instrumentées. C'est en lien avec ces deux dernières thématiques qu'a ainsi commencé mon travail de recherche qui s'est ensuite rapidement orienté exclusivement sur l'étude expérimentale du comportement mécanique du rachis et plus spécifiquement sur l'analyse du comportement cinématique des articulations saines, lésées et instrumentées in vivo ou in vitro. La majorité de ces études ont été menées à l'aide d'un dispositif spécifique (2TM) puis à l'aide d'un dispositif de reconstruction tridimensionnelle (motion capture) basé sur la technique DLT (Vicon). J'ai aussi pu me former au calcul par éléments finis sur logiciel ANSYS®.

Ces activités de recherche ont en général été conduites en collaboration avec des partenaires cliniciens et (ou) des partenaires industriels et ont eu deux objectifs principaux :

- aider d'un point de vue fondamental, à une meilleure connaissance du comportement biomécanique des structures ostéoarticulaires.
- aider la conception d'implants orthopédiques et de système d'ostéosynthèse destinés à restaurer le squelette en apportant une aide éventuelle durant la pose des implants.

Ainsi, lors de mon arrivée en 1992, les données sur le comportement mécanique du système musculo-squelettique étaient insuffisantes pour la caractérisation des articulations saines, pathologiques et/ou instrumentées. Par ailleurs, les protocoles expérimentaux restaient encore incomplets et peu normalisés entre les différents auteurs. Ainsi, les questions relatives aux repères de références à utiliser, aux angles tridimensionnels à calculer, à la répétabilité des mesures et au-delà à toute la méthodologie à utiliser inhérente à la manipulation de pièces anatomiques in-vitro restaient à développer.

De plus, d'un point de vue pratique, ces données sont fondamentales pour mieux comprendre le fonctionnement normal et, en comparaison, le degré d'instabilité de la colonne vertébrale suite à une lésion du système ostéo-ligamentaire. En parallèle, il est impératif de connaître le rôle des matériels d'ostéosynthèse dans la stabilisation post-traumatique. Différentes équipes internationales voient le jour sur ce thème (Lavaste et al., 1993; M. Panjabi et al., 1976). Au laboratoire de biomécanique un dispositif d'étude expérimentale de la colonne vertébrale composé de deux têtes micrométriques (2TM) est conçu à cette fin (Skalli et al., 1995). C'est celui que nous utiliserons durant mon travail de DEA. En parallèle nous avons réalisé un modèle par éléments finis simplifié de la colonne lombaire avec le logiciel ANSYS®. Ce travail reste, à ce jour, mon unique expérience

d'utilisation des modèles éléments finis, la suite de mon travail de recherche s'orientant exclusivement sur des aspects théoriques ou expérimentaux.

2.2.1 TRAVAUX PRELIMINAIRES

Mon travail de DEA, prélude au travail de thèse a donc permis de finaliser la mise en place d'un protocole d'études de matériels d'ostéosynthèses lombaires. L'idée fondamentale qui sera ensuite reprise dans mon travail de thèse consiste à étudier la stabilité de segments rachidiens après lésions et poses d'implants. Pour la première fois dans ce travail nous avons étudié la stabilité d'un segment lombaire in-vitro composé de plusieurs niveaux vertébraux (L3-Sacrum). Tout ce travail m'a permis de m'initier à la mise en place de protocoles expérimentaux originaux sur pièces cadavériques. La démarche nécessite:

- ◆ une connaissance approfondie de l'anatomie rachidienne,
- ◆ la dissection des pièces anatomiques,
- ◆ une radio-stérilisation des segments pour éviter tout risque de contamination,
- ◆ l'encastrement correct des pièces sur la 2TM,
- ◆ l'application de couples purs physiologiques sur la vertèbre supérieure,
- ◆ la mesure des déplacements du segment sain, lésé puis instrumenté.

Chacun des 20 segments a ainsi été testé sain puis lésé avec dissectomie puis instrumenté avec trois dispositifs distincts EASI, ELP et TWINFLEX. Tous ces dispositifs récents pour cette période utilisaient un système de fixation pédiculaire. Les couples appliqués sur la vertèbre supérieure du segment allaient jusqu'à 10N.m en vue de reproduire les couples physiologiques habituellement appliqués in-vivo par le système musculo-squelettique. Les résultats obtenus par la 2TM donnent les déplacements (translations et rotations) de la vertèbre supérieure L3 du segment anatomique. La mobilité des segments anatomiques sains puis sains et instrumentés puis lésés par dissectomie et instrumentés a été mesurée (figure 2-1). Les résultats se présentent ensuite sous forme de courbes de comportements mécaniques (figure 2-2). Ici, sont présentés les rotations principales d'extension entre les vertèbres L3 et S2 en fonction du couple appliqué.

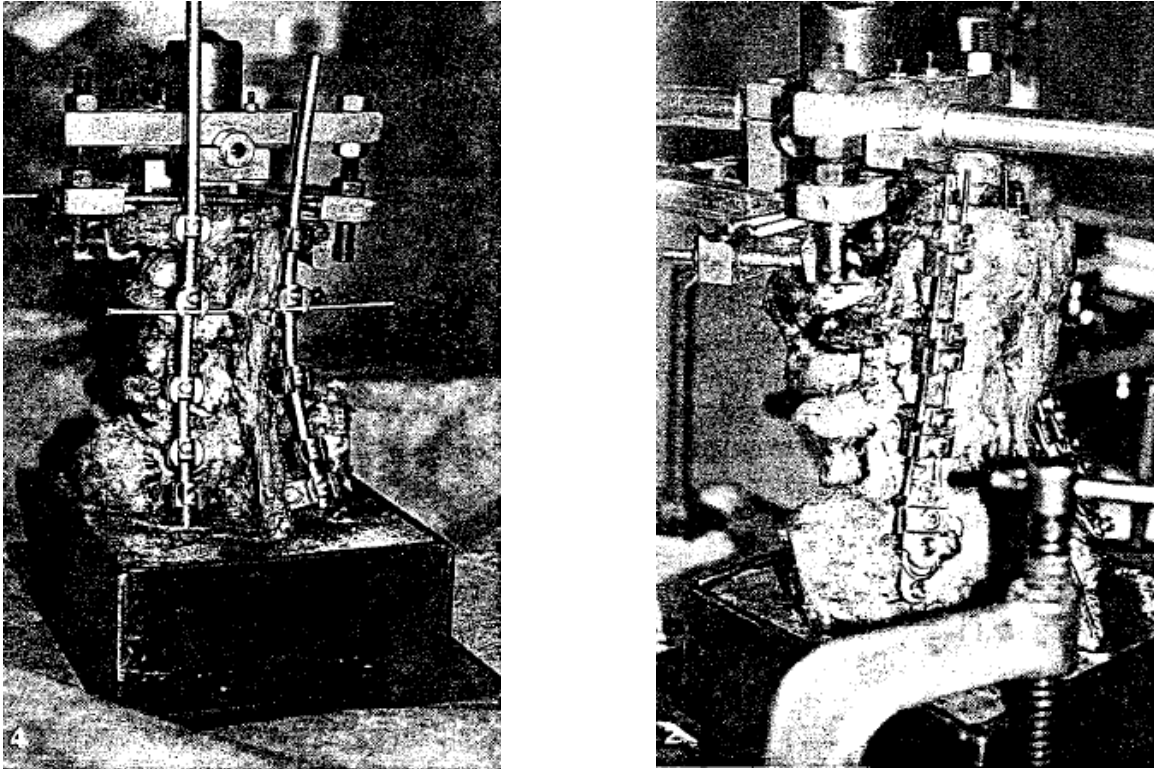


FIGURE 2-1: SEGMENT L3-SACRUM INSTRUMENTÉ AVEC DISSECTOMIE. EXEMPLES DES DISPOSITIFS EASI® ET TWINFLEX®

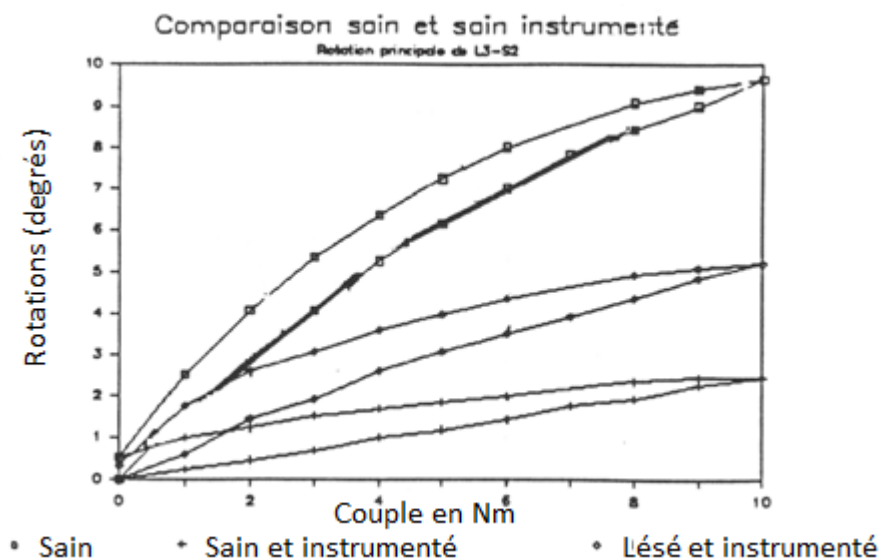


FIGURE 2-2: COURBE DE COMPORTEMENT (TRANSLATION ET ROTATION) D'UN SEGMENT ANATOMIQUE EN EXTENSION SAIN, SAIN ET INSTRUMENTÉ PUIS LÉSÉ ET INSTRUMENTÉ

Ces courbes de comportements permettent d'extraire de nombreux paramètres relatifs à la stabilité du segment en regard du rachis sain. Si l'ensemble des matériels lorsqu'ils sont posés sur un segment sain rigidifient la colonne, il n'en va pas de même lorsque ce dernier est lésé. Ainsi, dans certaines configurations les matériels d'instrumentation ne permettent pas de stabiliser suffisamment le rachis. C'est une condition d'exclusion du matériel d'instrumentation par les orthopédistes pour de telles lésions, même si une mobilité suffisante reste nécessaire après opération pour assurer la prise de la greffe osseuse. Ici, l'ensemble des matériels ont assuré une diminution des mobilités rachidiennes de l'ordre de

60% en rotation après pose de l'ostéosynthèse excepté pour le TWINFLEX qui n'a permis qu'une faible diminution de mobilité en extension de 13%. Malgré tout, les données cliniques montrent que l'arthrodèse réussit dans plus de 96,5% des cas, confirmant ainsi qu'une mobilité reste nécessaire après la pose de l'implant pour assurer une bonne prise de greffe (Mazel, 1995).

Ce travail a aussi été l'occasion de m'initier à la construction de modèles par éléments finis. L'intérêt de telles modélisations, après validation, est qu'elles permettent ensuite de tester un nombre important de lésions différentes de la colonne. Notre travail a donc consisté à valider principalement le modèle du TWINFLEX. Construit à partir de poutres cylindriques, les vis pédiculaires, les flex postérieurs et les connecteurs en acier inoxydable ($E=200\text{GPa}$ et $\nu=0,3$), le système a été fixé dans un modèle de colonne lombaire composite construit à partir de matériaux élastiques (pédicules: $E=50\text{ GPa}$, $\nu=0,3$; corps vertébral: $E=10\text{GPa}$, $\nu=0,3$). La géométrie du dispositif est non linéaire, les disques et les corps vertébraux ayant été modélisés par des ellipses tronquées et les pédicules par des poutres (figure 2-3). La rigidité globale des ligaments, des facettes articulaires et du disque intervertébral proviennent des données de la littérature (Andriacchi et al., 1974; M. M. Panjabi et al., 1976). Le modèle est ensuite finalisé en encastrant les vis pédiculaires dans les pédicules selon différentes modalités. La comparaison des résultats entre le modèle et les données expérimentales montrent des similarités importantes. En particulier (figure 2-4), les mobilités sont significativement identiques entre le modèle et les expérimentations. Ces résultats permettent de valider le modèle numérique. Ce dernier peut ensuite être réutilisé en simulant différentes pathologies ostéo-ligamentaires. La finalité reste toujours de s'assurer que le dispositif permet de stabiliser la colonne après lésion.

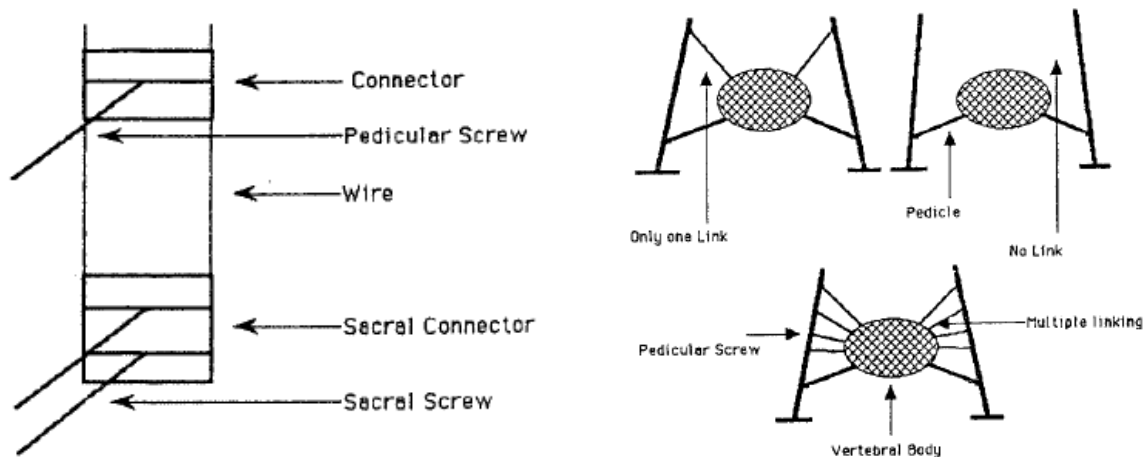


FIGURE 2-3: MODELE PAR ELEMENTS FINIS DU TWINFLEX (VUE DU DISPOSITIF ET DES DIFFERENTES MODALITES D'ANCRAGE ENTRE LES VIS PEDICULAIRES ET LES CORPS VERTEBRAUX)

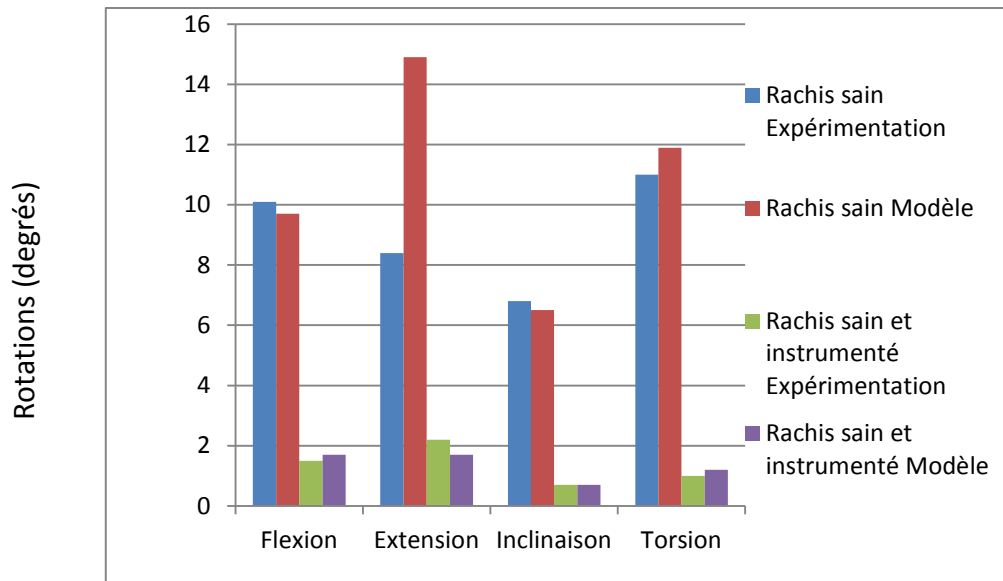


FIGURE 2-4: COMPARAISON DES MOBILITES DU MODELE ELEMENTS FINIS ET DES RESULTATS EXPERIMENTAUX (MOYENNE SUR 6 SEGMENTS)

Le modèle développé nous a aussi permis de déterminer la contrainte maximale équivalente de Von Mises au sein du dispositif dans les vis et dans les tiges. Les valeurs sont présentées dans les tableaux ci-dessous et permettent de s'assurer que les contraintes maximales ne dépassent pas la limite élastique lors du chargement maximal à 10Nm. Précisément ici la contrainte équivalente maximale atteint 727MPa pour une limite élastique de 1100MPa.

Table 1. Higher values in the wires

Strains (L4/L5)	727 MPa
Torsion moment (L4/L5)	83 Nm
Flexion moment (L3/L4)	479 Nm
Bending forces - Normal (L4/L5)	202N
Bending forces - Shearing (S1/S2)	234N
Elastic strains limit	1100 MPa

Table 2. Higher values in the screws

Strains (L3)	118 MPa
Torsion moment (L4)	1237 Nm
Flexion moment (S2)	1167 Nm
Bending forces (L3)	101 N

Ce travail a été publié (voir aussi publications et communications en annexe) :

A.G. GRAFTIAUX, B. WATIER, P. GENTIL, C. MAZEL, W. SKALLI, A. DIOP, P.H. KEHR, F. LAVASTE: Biomechanical evaluation of different instrumentation for spinal stabilization. European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology, 5, pp265-269, 1995.

2.2.2 TRAVAUX DE THESE

Les travaux précédents se sont poursuivis lors de ma thèse. Ce travail de thèse s'est focalisé sur l'étude expérimentale du comportement mécanique in-vitro et cinématique in-vivo de la colonne cervicale. Par nature, la colonne cervicale est beaucoup plus instable que la colonne lombaire. En particulier, le complexe occiput-atlas-axis à la base du crâne présente une grande laxité. Notons à ce stade que ce travail expérimental a été grandement réalisé en synergie avec la réalisation de modèles éléments finis de la colonne vertébrale (figure 2-5), en particulier avec les travaux de Veron (1997) et avec une équipe pluridisciplinaire réunissant mécaniciens et chirurgiens sous la direction de Philippe Bacon, chirurgien orthopédiste.

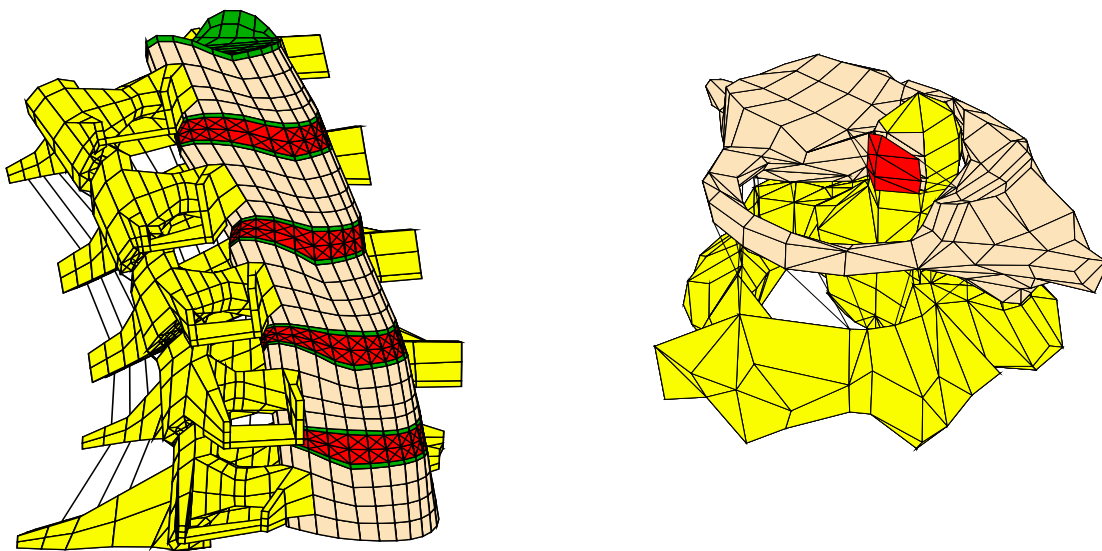


FIGURE 2-5: MODELE PAR ELEMENTS FINIS DU RACHIS CERVICAL DEVELOPPE PAR S. VERON ET VALIDE PAR NOS TRAVAUX EXPERIMENTAUX

L'étude expérimentale du rachis cervical est essentielle pour la compréhension de son fonctionnement normal et pour discerner les rôles fonctionnels des divers éléments (Panjabi et al., 1988). En outre, la mise en place de système d'évaluation du rachis lésé et instrumenté est primordiale pour s'assurer d'une bonne stabilisation des pathologies par les différentes ostéosynthèses.

In vitro, nous avons réalisé des essais sur segments cadavériques afin d'améliorer la compréhension du comportement tridimensionnel du rachis cervical. Pour cela, à l'aide d'un protocole novateur à cette date, basé sur l'utilisation d'un système de reconstruction tridimensionnelle sans contacts Vicon (figure 2-6), nous avons appliqué des couples purs sur la vertèbre supérieure des segments étudiés et nous avons étudié les déplacements tridimensionnels de chacune des vertèbres. Plus de 120 articulations ont été étudiées lors de ce travail. Les couples appliqués varient de 0 à 2Nm par pas de 0,2Nm.

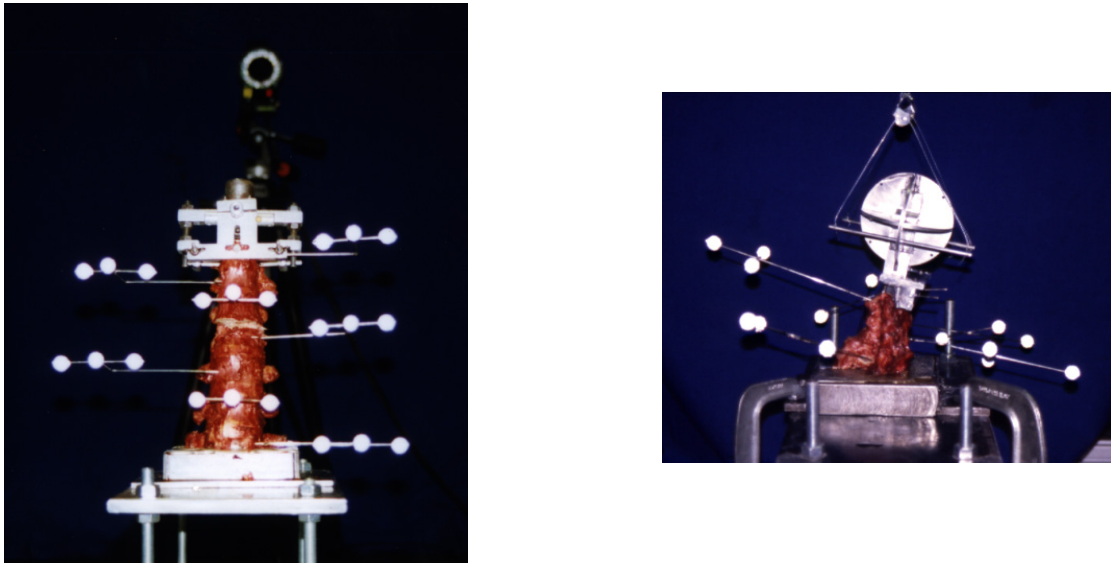


FIGURE 2-6: PROTOCOLE EXPERIMENTAL D'ETUDE DU COMPORTEMENT MECANIQUE DU RACHIS CERVICAL. MISE EN EVIDENCE DU SYSTEME DE RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE ET DE CHARGEMENT DU SEGMENT

L'utilisation d'un dispositif de reconstruction tridimensionnel a été la source de développements nombreux et rigoureux concernant l'analyse des déplacements des segments rachidiens. Plus généralement tous ces développements ont largement été réinvestis dans tous mes travaux concernant l'analyse du mouvement. Ainsi, l'une des premières difficultés que nous avons rencontrées est l'établissement d'un lien entre le repère lié aux marqueurs dont la position est aléatoire et le repère anatomique de la vertèbre. Pour pallier à ce problème, nous avons spécifiquement développé un stylo composé d'une pointe et de plusieurs marqueurs fixés à l'autre extrémité (figure 2-7). Le stylo étant un solide rigide, la méthode développée consiste à obtenir une relation vectorielle linéaire entre la pointe du stylo et les marqueurs:

$$\vec{M}_1 P = \alpha \cdot \vec{M}_1 M_2 + \beta \cdot \vec{M}_1 M_3$$

P étant la pointe du stylo; M_1 , M_2 et M_3 les positions des marqueurs fixés au stylo. On obtient ainsi une relation algébrique:

$$\left(\vec{M}_1 P \right)_{\mathfrak{R}} = \left[M_{\mathfrak{R}_m \mathfrak{R}} \right]^{-1} \left[M_{\mathfrak{R}_c \mathfrak{R}} \right] \left(\vec{M}_{1c} P_c \right)_{\mathfrak{R}}$$

Où $[M_{\mathfrak{R}_c \mathfrak{R}}]$ représente la matrice de passage du repère lié au stylo durant la phase de calibrage dans le repère fixe. $[M_{\mathfrak{R}_m \mathfrak{R}}]$ représente la matrice de passage du repère lié au stylo durant la phase de mesure dans le repère fixe. $\left(\vec{M}_{1c} P_c \right)_{\mathfrak{R}}$ représente le vecteur $\left(\vec{M}_1 P \right)$ durant la phase de calibrage. Ce dernier point étant alors, pour cette phase, spécifiquement repéré par un marqueur fixé sur la pointe du stylo. La technique développée ici a fait l'objet du dépôt d'une enveloppe solo auprès de l'INPI.

Dans une première phase, en palpant trois points sur la vertèbre judicieusement choisis au niveau du corps vertébral, nous pouvons reconstruire un repère anatomique lié à la vertèbre. Connaissant aussi la position des marqueurs fixés à la vertèbre, nous établissons une matrice de passage entre repère anatomique et repère marqueurs. Lors du chargement du rachis, le segment se déforme et seuls les marqueurs nous informent de la position de

chaque vertèbre. Comme la position relative des marqueurs et de la vertèbre est constante, nous appliquons cette même matrice de passage au cours du déplacement du segment rachidien lors de son chargement. On voit sur la figure 2-7 le stylo utilisé pour reconstruire le repère local à la vertèbre ainsi que les marqueurs fixés sur chacune des vertèbres. Fidèle à la littérature (Cusick et al., 1995; Stokes, 1994) et en accord avec la Research Scoliotic Society (SRS), le repère local de chaque vertèbre est un repère tridimensionnel direct avec X, l'axe antéro-postérieur, Y l'axe transverse droite-gauche et Z l'axe vertical. Depuis, la normalisation au sein de l'International Society of Biomechanic (ISB) faite par Wu et al. (2002) a préféré l'axe X antéro-postérieur, l'axe Y vertical et l'axe Z transverse de la gauche vers la droite.

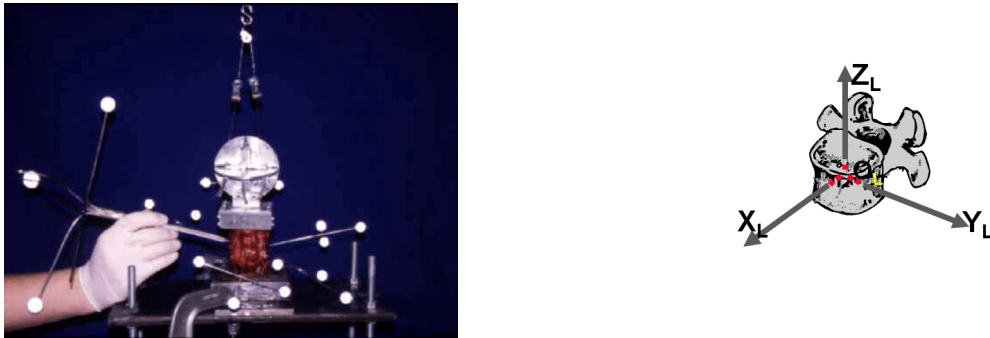


FIGURE 2-7: STYLO PERMETTANT LA RECONSTRUCTION DU REPERE LOCAL LIE A CHAQUE VERTEBRE

Dans notre travail, pour déterminer le mouvement relatif de deux vertèbres adjacentes, nous avons utilisé les matrices homogènes permettant de regrouper dans une même structure algébrique l'orientation et la position de chaque solide. Cette méthode de calcul a depuis fait l'objet de plusieurs validations en particulier dans Dumas et al. (2004). Schématiquement, le mouvement du segment étudié peut se représenter comme dans la figure 2-8.

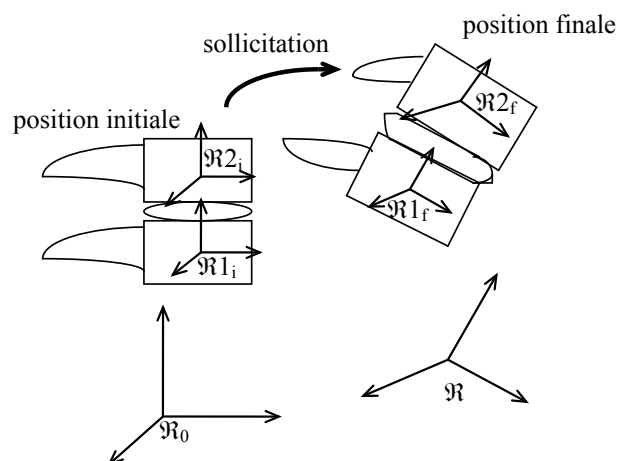


FIGURE 2-8: REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU MOUVEMENT RELATIF DE DEUX VERTEBRES

En notant $[P_{\mathfrak{R}_0, \mathfrak{R}_1}]$ la matrice de passage du repère \mathfrak{R}_1 dans \mathfrak{R}_0 , la variation de position de la vertèbre 1 par rapport à la vertèbre 2 dans le repère d'interprétation \mathfrak{R} s'écrit:

$$[P] = [P_{\mathfrak{R}_0, \mathfrak{R}}]^{-1} \cdot [P_{\mathfrak{R}_0, \mathfrak{R}_{1_f}}] \cdot [P_{\mathfrak{R}_0, \mathfrak{R}_{1_i}}]^{-1} \cdot [P_{\mathfrak{R}_0, \mathfrak{R}_{2_i}}] \cdot [P_{\mathfrak{R}_0, \mathfrak{R}_{2_f}}]^{-1} \cdot [P_{\mathfrak{R}_0, \mathfrak{R}}]$$

Dans notre cas, en choisissant comme repère d'interprétation la position de la vertèbre 2 en position finale ($\mathcal{R}2_f$), on obtient:

$$[P] = [P_{\mathcal{R}_0 \mathcal{R}2_f}]^{-1} \cdot [P_{\mathcal{R}_0 \mathcal{R}1_f}] \cdot [P_{\mathcal{R}_0 \mathcal{R}1_i}]^{-1} \cdot [P_{\mathcal{R}_0 \mathcal{R}2_i}]$$

Les déplacements tridimensionnels des articulations saines en fonction de couples physiologiques appliqués sur les vertèbres ont été mesurées en choisissant d'interpréter la matrice homogène en utilisant les angles de rotation successifs autour d'axes mobiles avec la séquence X, Y', Z". Pour l'interprétation, nous avons ainsi mis en évidence la forte non linéarité des courbes de comportement des articulations du corps humain et, lors d'un cycle complet de chargement-déchargement du segment, on note une hystérésis de la courbe de comportement en raison de la viscoélasticité des tissus (figure 2-9). Cette hystérésis peut être quantifiée par l'aire entre les courbes de chargement et de déchargement et représente l'énergie perdue lors du cycle complet par l'unité fonctionnelle. Ici, nous présentons les mobilités de la vertèbre C1 (atlas) par rapport à l'axis (C2) sous sollicitations de rotation axiale.

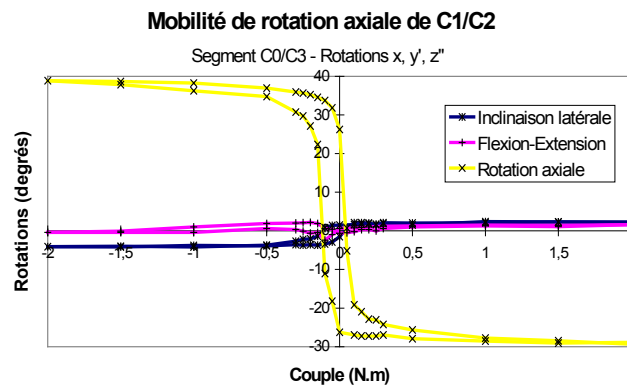


FIGURE 2-9: COURBE DE COMPORTEMENT D'UNE UNITE C1-C2 SOUMISE A DE LA TORSION

En particulier, on observe sur ces courbes une très faible rigidité du segment autour de la position anatomique. Cette zone a été appelée zone neutre dans la littérature (Goel et al., 1990; Panjabi et al., 1986; Wen et al., 1993). De plus, quoique les couples soient appliqués dans le repère physiologique de la vertèbre supérieure du segment, on observe des mobilités de couplage dans les directions autres que les directions de sollicitations. Ces mobilités couplées proviennent de la géométrie complexe des surfaces articulaires des segments rachidiens. Ainsi, outre la mobilité maximale des segments rachidiens qui est un paramètre essentiel lors de l'étude de la stabilité des segments instrumentés, de nombreux paramètres présentés sur la figure 2-10 ont pu être extraits de ces courbes quantifiant ainsi le fonctionnement de la colonne cervicale saine puis lésée et instrumentée.

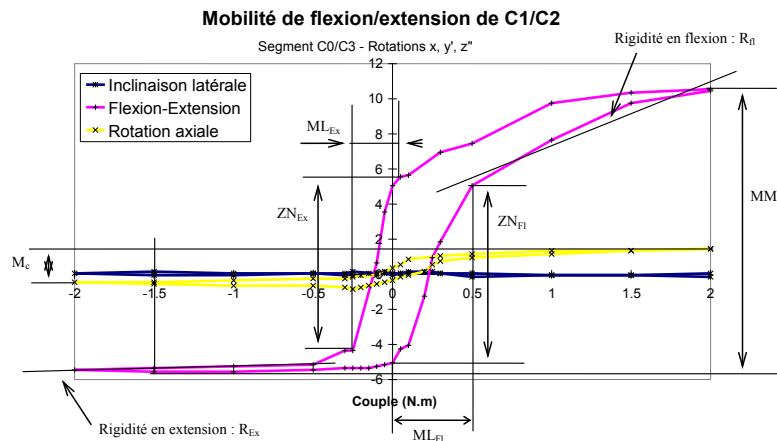


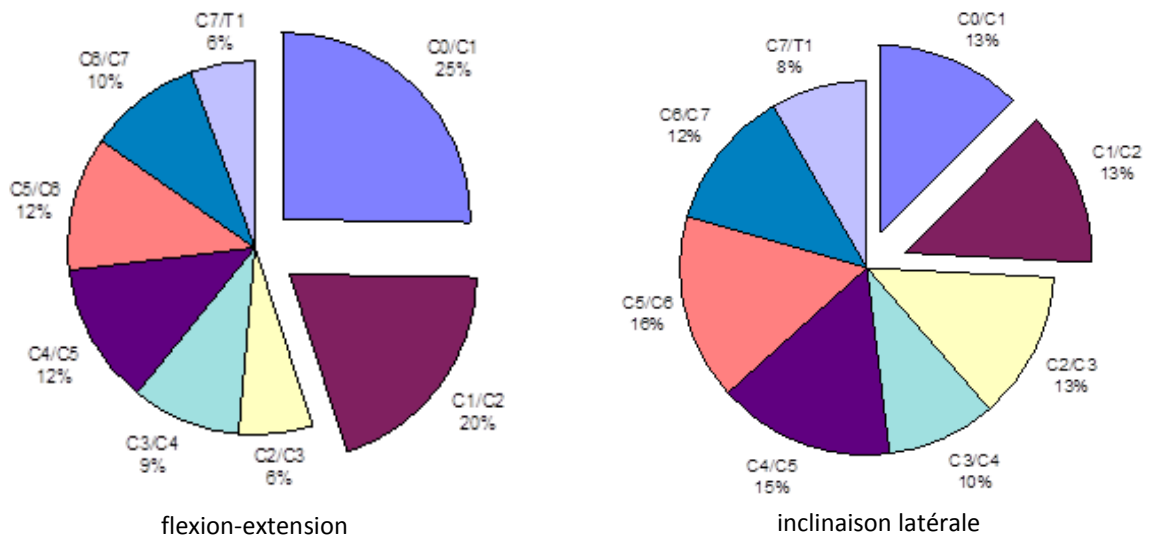
FIGURE 2-10: LES DIFFERENTS PARAMETRES ETUDIES

(MM: MOBILITE MAXIMAL; R: RIGIDITE, ZN: MOBILITE DE ZONE NEUTRE, M_c MOBILITE COUPLE)

Parmi les résultats essentiels de ce travail, on a pu trouver les mobilités maximales de la colonne cervicale de l'occiput à la première vertèbre thoracique T1 dans les trois directions principales:

- flexion-extension: 113,3°
- inclinaison latérale: 69,4°
- rotation axiale: 134,9°

Pour chacune de ces sollicitations, on voit la répartition par niveau vertébral dans la figure 2-11. En particulier, on note que le complexe occipito-atlo-axoïdal représente à lui seul une grande part de la mobilité cervicale. En particulier en rotation axiale, plus de 60% de la mobilité s'effectue à ce niveau, l'essentiel étant d'ailleurs réalisé en zone neutre.



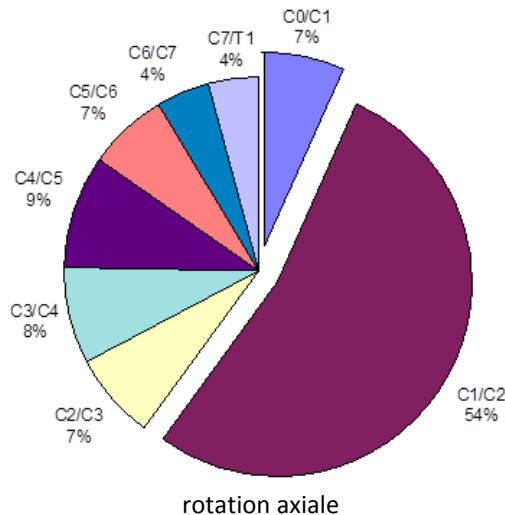


FIGURE 2-11: REPARTITION DES MOBILITES ENTRE LES DIFFERENTS NIVEAUX VERTEBRAUX DANS LES TROIS SOLLICITATIONS PHYSIOLOGIQUES

Quoique nous ayons retenu la séquence d'axes X, Y', Z'' pour interpréter nos rotations, un résultat important de nos travaux a été de déterminer l'influence de cette séquence sur les mobilités et en particulier sur les mobilités de couplage. Dans la figure 2-12 présentée ci-dessous, on voit qu'en fonction de la séquence d'axes utilisés, les mobilités de couplage peuvent aller jusqu'à s'inverser. L'interprétation est alors que de la flexion devient de l'extension. Ce résultat est fondamental et rend toute comparaison avec la littérature excessivement sensible aux repères utilisés, à l'orientation des axes et à la séquence d'axes. Ce résultat se généralise par la suite à l'ensemble des travaux d'analyse du mouvement chez l'homme.

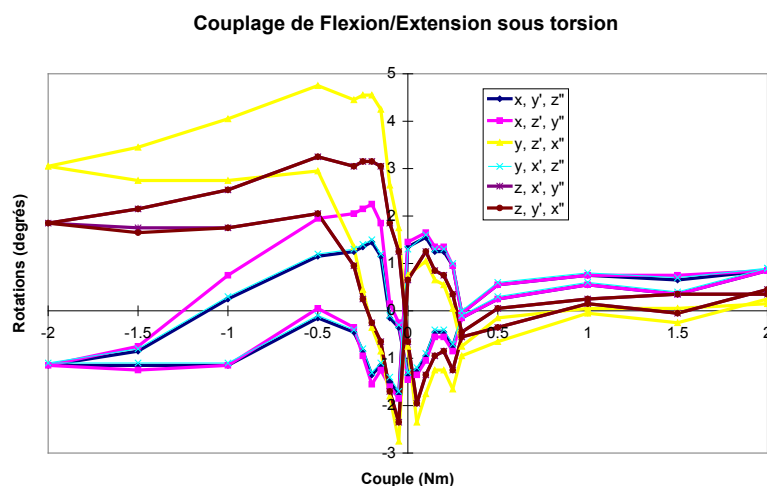
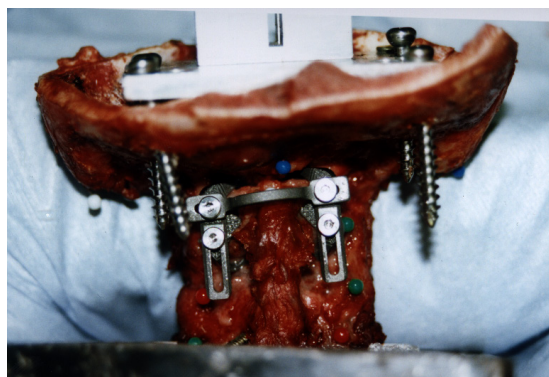


FIGURE 2-12: MOBILITES DE COUPLAGE DE FLEXION EXTENSION LORS D'UNE SOLLICITATION DE TORSION: INFLUENCE DE LA SEQUENCE D'AXES UTILISES

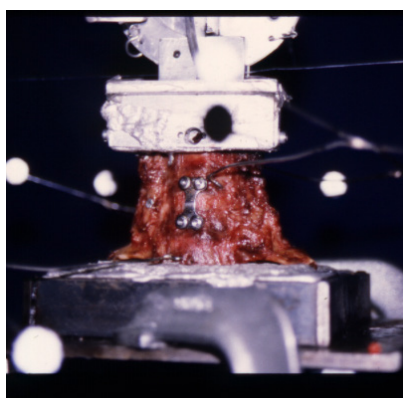
En conclusion de cette étude in-vitro, les résultats ont montré que les unités testées se répartissent en trois zones de comportement bien distinctes : le rachis cervical supérieur de C0 à C2, le rachis cervical inférieur de C2 à C7 et l'unité C7/T1. Le rachis cervical supérieur est très mobile en flexion/extension et en rotation axiale, représentant plus de 50% de la mobilité totale du cou. Les valeurs de zone neutre sont proportionnelles à ces valeurs de mobilité principale et représentent environ 70% de la mobilité totale à chaque

unité. Le rachis cervical inférieur de C2 à C7 est nettement moins mobile que le rachis cervical supérieur. L'unité la plus mobile est C4/C5 et la moins mobile C2/C3. Ici la zone neutre représente environ 60% de la mobilité totale de l'unité. Enfin, le comportement de l'unité C7/T1 est souvent linéaire (zone neutre faible ou nulle). La mobilité est beaucoup plus faible que pour le reste du segment. Ainsi, nous avons, pour la première fois, mis en place un protocole d'analyse des mobilités rachidiennes à l'aide d'un dispositif de motion capture avec une précision et une répétabilité de la mesure équivalentes à celles obtenues jusqu'alors avec la 2TM. De plus le déplacement tridimensionnel de toutes les vertèbres du segment a pu être étudié.

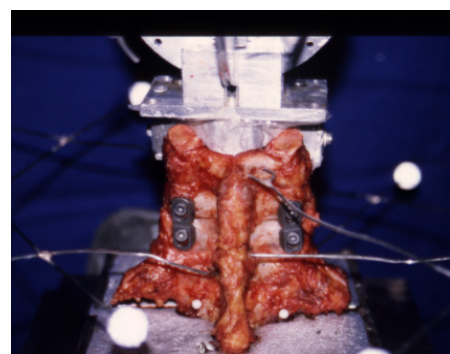
Le comportement mécanique de différents matériels d'ostéosyntheses cervicales étudiés lors de cette thèse a aussi été analysé à l'aide de ce protocole expérimental (figure 2-13). Cet examen du comportement mécanique des segments instrumentés est essentiel pour s'assurer d'une bonne stabilisation des pathologies cervicales. Ainsi, lors de ce travail la stabilisation du segment C0/C2 après une fracture OBAV de l'odontoïde avec des crochets SCS développés par la société BFL a été testé. Des plaques antérieures de Sénégal ont aussi été étudiées au niveau C6/C7. Enfin, des plaques postérieures Axis de la société Sofamor ont été instrumentées au niveau C4/C5. Ces deux derniers dispositifs ont été fixés après avoir réalisé une section ligamentaire postérieure du ligament jaune, des ligaments sus et inter-épineux, du ligament commun postérieur ainsi que des capsules articulaires de l'unité instrumenté. Notons à ce stade que cette étude de stabilité des matériels ne présage en rien de la réussite de l'ostéosynthèse. Elle assure seulement une première part des impératifs de l'opération, à savoir la stabilisation du segment lésé.



crochets SCS



plaques antérieures Sénégal



plaques postérieures Axis

FIGURE 2-13 : LES DIFFERENTS MATERIELS D'OSTEOSYNTHESES ETUDIÉS

Les résultats obtenus montrent que malgré la lésion, tous les matériels d'ostéosynthèse stabilisent le rachis. En effet, la mobilité principale du segment instrumenté reste inférieure à la mobilité du rachis sain excepté en inclinaison latérale pour les plaques de Sénégas. Ces résultats sont en accord avec ceux de la littérature (Coe et al., 1989; Goel et al., 1984; Pelker et al., 1991) qui montrent déjà que les plaques postérieures assurent une plus grande stabilisation que les plaques antérieures. On trouvera dans le tableau ci-dessous les moyennes de réduction de la mobilité du rachis lésé et instrumenté en fonction de la mobilité du segment sain.

	Crochets SCS	Plaques de Sénégas	Plaques Axis
Flexion/extension	-93%	-20%	-69%
Inclinaison latérale	-54%	+10%	-87%
Rotation axiale	-88%	-29%	-79%

TABEAU 2-1 : POURCENTAGE DE VARIATION DE LA MOBILITE DES UNITES INSTRUMENTEES PAR RAPPORT A LA MOBILITE DES UNITES SAINES

Dans une deuxième partie de notre travail de thèse, nous avons étudié les mobilités de la colonne vertébrale in-vivo. L'objectif de cette étude était triple. D'une part, vérifier que les mobilités maximales obtenues in-vitro se retrouvaient in-vivo et valider ainsi les valeurs de couples appliqués in-vitro comme représentatifs des efforts musculaires. D'autre part, nous avons voulu étudier les variations des mobilités en fonction de l'âge des sujets. En effet, notre première étude in-vitro comporte essentiellement des sujets âgés ($m=66\text{ans}\pm 8,7$) et à ce stade peu d'études comparent les mobilités de la colonne sur un large échantillon de population. De plus, les études de la mobilité de la colonne in-vivo restent généralement des études planes utilisant des systèmes goniométriques ou radiographiques (Dvorak et al., 1992; Trott et al., 1996; Youdas et al., 1992).

Dans notre étude, nous avons étudié la signature cinématique de 120 sujets sains à l'aide d'un dispositif de reconstruction tridimensionnelle. Les mobilités de la tête par rapport au tronc dans les trois sollicitations principales ont été analysées. En reprenant un système d'axes similaire à l'étude in-vitro, nous avons de nouveau interprété les résultats à l'aide de la séquence x, y', z'' . Le protocole et un exemple de courbe de mobilité sont présentés dans la figure 2-14 ci-dessous.

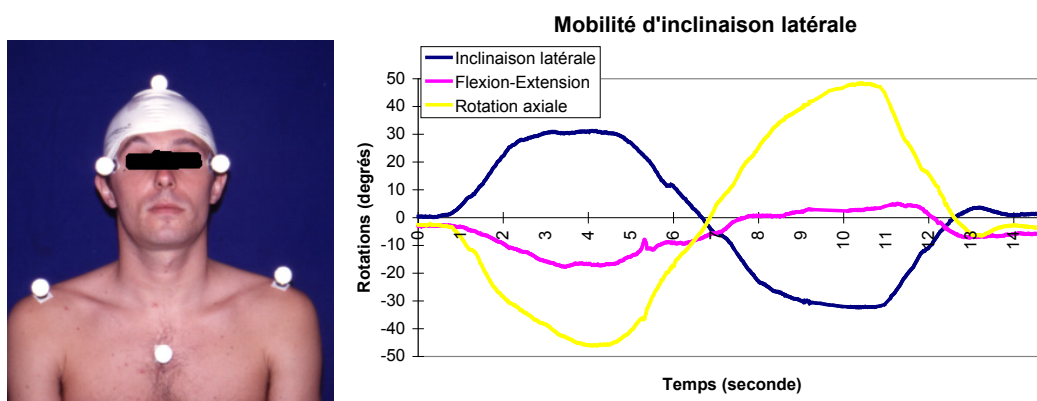


FIGURE 2-14 : PROTOCOLE ET COURBE DE COMPORTEMENT CINEMATIQUE TRIDIMENSIONNELLE D'UNE ARTICULATION DU CORPS HUMAIN

Comme précédemment, la mobilité principale d'inclinaison est largement accompagnée d'une mobilité de couplage en rotation axiale et, dans une moindre mesure, en flexion-extension. Pour l'étude in-vivo, on montre aussi que ces mobilités de couplage sont sensibles à la séquence d'axes utilisés. Ainsi, on a tracé ci-dessous dans la figure 2-15 les mobilités couplées en flexion-extension d'un sujet lors d'une sollicitation principale en inclinaison latérale. Les résultats montrent de nouveau que la séquence d'axes utilisée a une influence fondamentale sur les résultats. Des mobilités de flexion (positives) peuvent être interprétées comme de l'extension en utilisant une séquence d'axes différente.

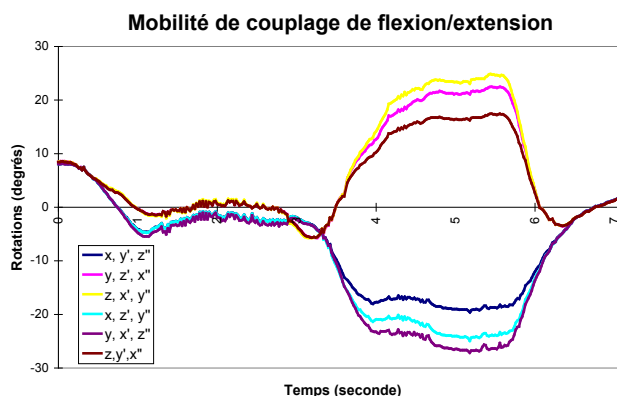


FIGURE 2-15 : INFLUENCE DE LA SEQUENCE D'AXES SUR LES VALEURS DE MOBILITE COUPLEE

Les résultats montrent aussi pour la première fois une baisse significative de la mobilité de la colonne cervicale avec l'âge. Ainsi, les mobilités principales de flexion-extension, d'inclinaison latérale et de rotation axiale baissent significativement entre la tranche d'âge 20-29 ans et la tranche d'âge 70-79 ans de 36%, 46% et 35%. De plus, bien que cela ne soit pas significatif, les mobilités sont plus importantes chez les femmes de 10% environ par rapport aux hommes toutes sollicitations confondues. Dans la figure 2-16 ci-dessous, on montre la décroissance des mobilités principales en inclinaison en fonction de l'âge et du sexe. Cette baisse de la mobilité peut s'expliquer par l'apparition de l'arthrose et par la perte de souplesse du système ligamentaire et capsulaire en particulier à partir de 40 ans.

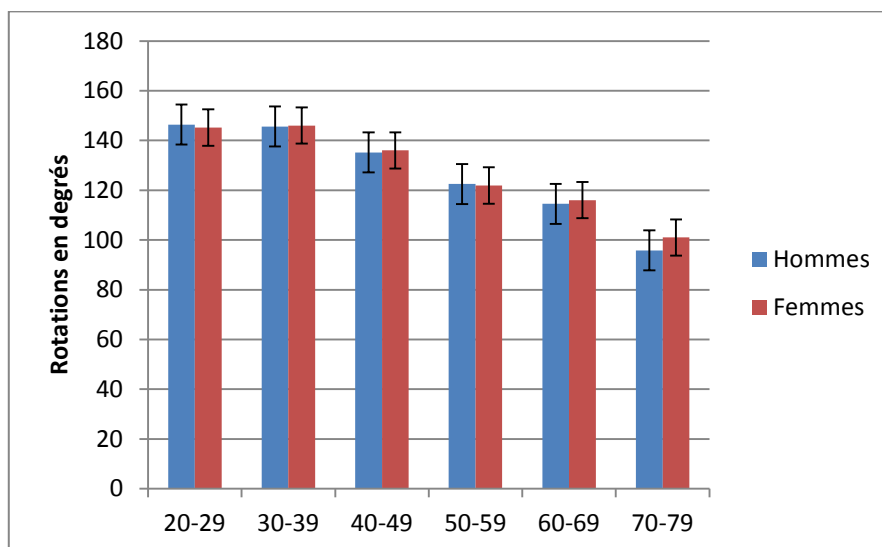


FIGURE 2-16 : MISE EN EVIDENCE DE LA BAISSSE DE LA MOBILITE AVEC L'AGE

La comparaison des études in-vitro et in-vivo a aussi pu montrer que les mobilités principales de la colonne sont significativement proches dans les deux études. In vitro, le couple maximum appliqué était de 2N.m. Il semble donc représenter la réalité des efforts musculaires. Tout ce travail a aussi permis de mettre en place un protocole robuste et répétitif d'étude de la colonne in-vitro permettant par la même d'étudier la stabilité du rachis lésé et instrumenté.

Tout ce travail de thèse a été exposé lors des présentations suivantes (voir aussi publications et communications en annexe) :

B. WATIER, P. BACON, F. LAVASTE : Etude tridimensionnelle des mobilités actives du rachis cervical par système opto-électronique. GRECO, Pinsot, 24 Octobre 1997.

B. WATIER, BACON P., SKALLI W., LAVASTE F.: *Etude de la cinématique du rachis cervical in vivo*. Congrès de la Société de Biomécanique – Lyon.17-18 Septembre 1998.

B. WATIER, P. BACON, W. SKALLI, F. LAVASTE : *Etude expérimentale du comportement mécanique du rachis cervical in vitro*. Congrès de la Société de Biomécanique – Lyon.17-18 Septembre 1998.

B. WATIER, P. BACON, W. SKALLI, F. LAVASTE : Evaluation biomécanique d'ostéosynthèses rachidiennes : étude de la stabilité de trois dispositifs du rachis cervical. Congrès de la Société de Biomécanique – Lyon.17-18 Septembre 1998.

B.WATIER : Mechanical behavior of the cervical spine – literature update. ITBM-RBM, 3, pp92-106, 2006.

2.2.3 TRAVAUX COMPLEMENTAIRES

Ce protocole d'étude de la colonne a été repris après mon départ du LBM. Nous avons pu aussi l'adapter à d'autres segments rachidiens. Ainsi, notre travail a été accommodé comme présenté dans la figure 2-17 à l'étude de la jonction lombo-sacrée au travers de segments rachidiens T9-S1 sous des sollicitations maximales de 5Nm.

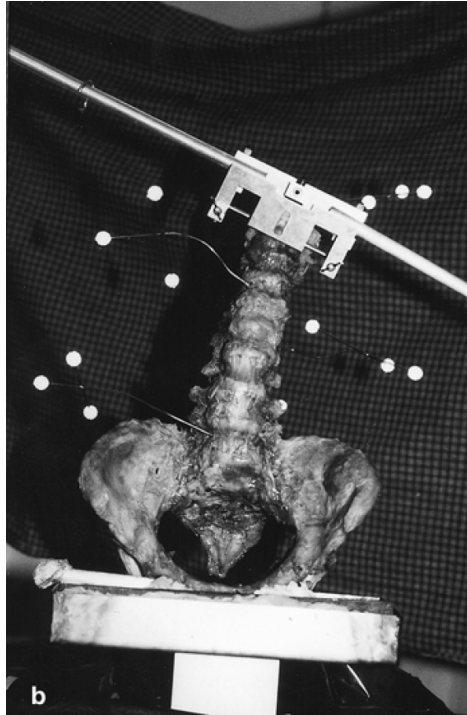


FIGURE 2-17 : ETUDE DE LA JONCTION LOMBO-SACREE

L'étude des mobilités sous sollicitation de flexion/extension, inclinaison latérale et rotation axiale a aussi montré de fortes non linéarités des courbes de comportements avec la présence d'une zone neutre au centre et de plus forte rigidité pour les contraintes élevées (figure 2-18).

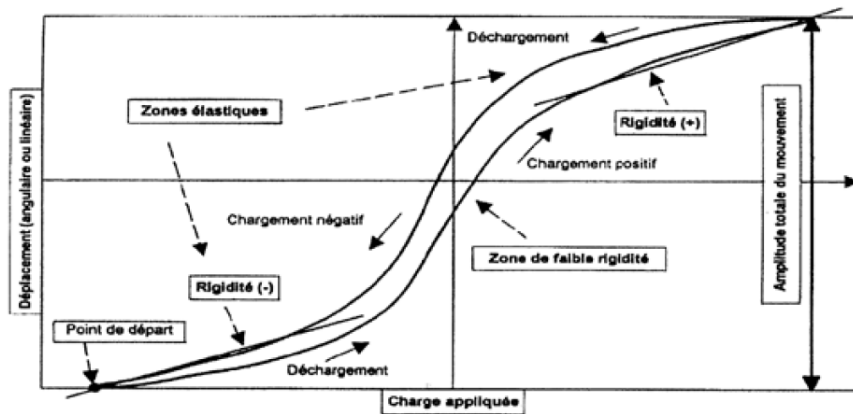


FIGURE 2-18 : COURBE DE COMPORTEMENT D'UNE UNITE FONCTIONNELLE RACHIDIENNE LOMBAIRE

Ce protocole a parallèlement permis de mettre en évidence les mobilités entre l'os iliaque et le sacrum. En effet, il est généralement admis que la liaison spécifique entre les deux os empêche la mobilité (White and Panjabi, 1978). Pour la première fois, nous avons pu quantifier ces mobilités en fixant des marqueurs sur le sacrum. Ces mobilités quoique très faibles sont cependant bien réelles. On a ainsi pu mesurer à 5Nm des mobilités du sacrum de $1,3^\circ(\pm 0,8)$ en flexion-extension et de $0,5^\circ(\pm 0,6)$ en inclinaison latérale. En revanche aucune mobilité ne semble possible en rotation axiale.

Cette étude a été publiée (voir aussi publications et communications en annexe) :

X. BARTHES, B. WATIER, R. ZELLER, J.F. DUBOUSSET : Biomechanical behavior in vitro of the spine and lumbosacral junction. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 21, pp377-381, 1999.

X. BARTHES, B. WATIER, R. ZELLER, J.F. DUBOUSSET : Comportement biomécanique in vitro de la colonne vertébrale et de la jonction lombo-pelvienne, *Surgical and Radiologic Anatomy* 21, pp7-9, 1997.

2.2.4 TRAVAUX EN PER-OPERATOIRE – COLLABORATION AVEC L'HOPITAL ST VINCENT DE PAUL

Par la suite, notre travail d'observation des mouvements de la colonne, à l'aide de la motion capture, s'est poursuivi par la mise en place d'un protocole novateur d'analyse du mouvement des vertèbres scoliotiques en per-opératoire lors de la pose d'une tige de Cotrel-Dubousset adaptée à cette pathologie (Dubousset and Cotrel, 1991; Gray et al., 1991). Ce travail a été le fruit d'intenses collaborations entre chirurgiens et ingénieurs. Notons, en particulier, la présence à tous les stades du développement d'Ismat Ghanem qui a parallèlement présenté cette étude lors de son DEA. Ce fût aussi mon premier travail d'encadrement d'un étudiant : celui de Franck Hagneré, étudiant en 3^{ème} année à l'ENSAM Paris Tech lors de son projet de fin d'étude (PFE). L'une des grandes difficultés de ce travail fût surtout la mise en place du protocole expérimental dans un cadre excessivement contraint par les impératifs de protection du patient inhérents à de telles interventions.

La pose de ce matériel est ainsi préconisée pour le traitement des scolioses essentiellement. Il concerne environ 10% des scoliotiques. Cette pathologie est une rotation des vertèbres dans les trois plans de l'espace simultanément et la chirurgie est réservée aux sujets ayant un angle de Cobb supérieur à 50°, celui-ci étant mesuré par l'angle formé entre le plateau supérieur et le plateau inférieur des vertèbres limites de la scoliose. La technique opératoire consiste à fixer rigidement, en utilisant la vissée pédiculaire, deux tiges métalliques qui permettent de redresser la colonne (Piazzolla et al., 2011). Suite à l'intervention, les vertèbres restent irrémédiablement liées les unes aux autres. Une fusion des différentes unités vertébrales s'opère progressivement en raison de l'immobilisation des unités fonctionnelles instrumentées.

Durant l'intervention, la première tige est tout d'abord fixée du côté de la concavité de la courbure scoliotique puis, tournée du même côté de façon à ramener la colonne dans le plan sagittal tout en recréant les courbures physiologiques : cyphoses et lordoses (Bridwell et al., 1990). Cette manœuvre se nomme la dérotation de la colonne (figure 2-19). La tige est ensuite solidarisée à l'aide de crochets avant la pose de la deuxième tige du côté de la convexité de la courbure. Si la colonne retrouve globalement sa hauteur physiologique, on constate cependant des limites dans la correction de la rotation axiale des vertèbres ainsi qu'une déformation résiduelle dans le plan frontal (McCall and Bronson, 1992; Wood et al., 1991).



FIGURE 2-19 : MISE EN PLACE D'UNE TIGE DE COTREL-DUBOUSSET ET MANŒUVRE DE DEROTATION

Notre travail a ainsi consisté à mesurer le déplacement tridimensionnel des vertèbres scoliothiques lors de la manœuvre de dérotation en utilisant un dispositif de motion capture composé de 3 caméras Vicon en per-opératoire. Six quadripodes équipés de 4 marqueurs (figure 2-20) ont été fixés sur les vertèbres (os iliaque, première et dernière vertèbre non-instrumentée, première et dernière vertèbre instrumentés et vertèbre apicale). Huit patients adolescents d'âge moyen 14,4 ans ont été étudiés dans cette étude. La reconstruction a permis de déterminer les rotations et translations tridimensionnelles de chaque vertèbre avec une précision de 1° et 0,3 mm respectivement. Comme précédemment, le repère anatomique de chaque vertèbre a pu être reconstruit en palpant les vertèbres à l'aide du stylo et les axes liés à chacune des vertèbres ont été choisis en accord avec les recommandations de la Scoliotic Research Society (Stokes, 1994). Les rotations de chaque vertèbre ont été exprimées en utilisant les angles d'Euler selon la séquence x, y', z'' et exprimés dans le repère de l'os iliaque. Avant sa mise en place sur patients en per-opératoire, le protocole a été testé sur colonne plastique puis sur cadavres frais. L'ensemble des matériels utilisés lors de l'intervention a été stérilisé dans une étuve à une température de 120°C .

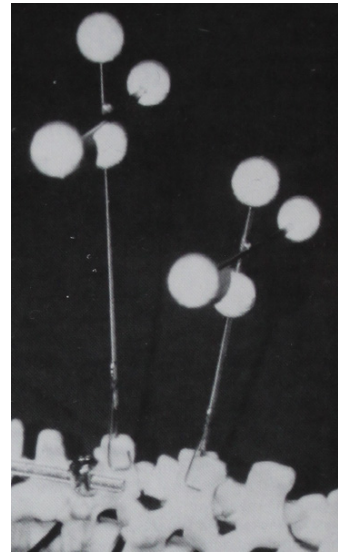
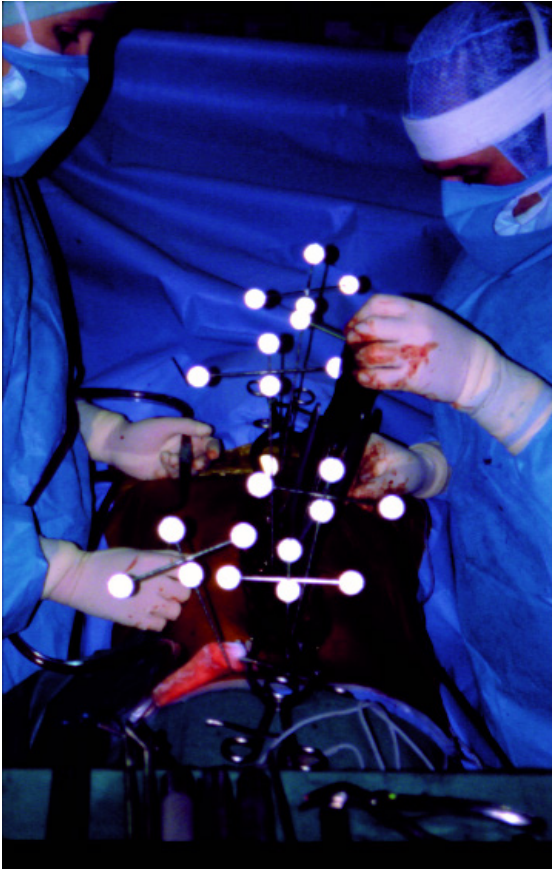


FIGURE 2-20 : PROTOCOLE EXPERIMENTALE D'ETUDE DE LA DEROTATION DE LA COLONNE LORS DE LA POSE D'UNE TIGE DE COTREL-DUBOUSSET

D'un point de vue pratique, les résultats montrent que la mise en place du protocole d'étude a nécessité de rallonger l'opération de 30 à 60 minutes selon les patients afin d'installer l'ensemble des matériels de mesure. Aucune complication post-opératoire d'envergure n'a cependant été observée. En particulier, aucune infection post-opératoire n'a été constatée. En raison du faible effectif inhérent à de telles études, les résultats obtenus restent descriptifs. Il en ressort globalement une translation dans le plan frontal de la colonne scoliotique et une augmentation de la taille de la colonne. Dans le plan sagittal, on constate une translation postérieure de la vertèbre apicale et surtout une diminution de la cyphose thoracique. On a présenté ci-dessous (figure 2-21) un exemple de rotations tridimensionnelles de la vertèbre apicale lors de l'intervention chirurgicale

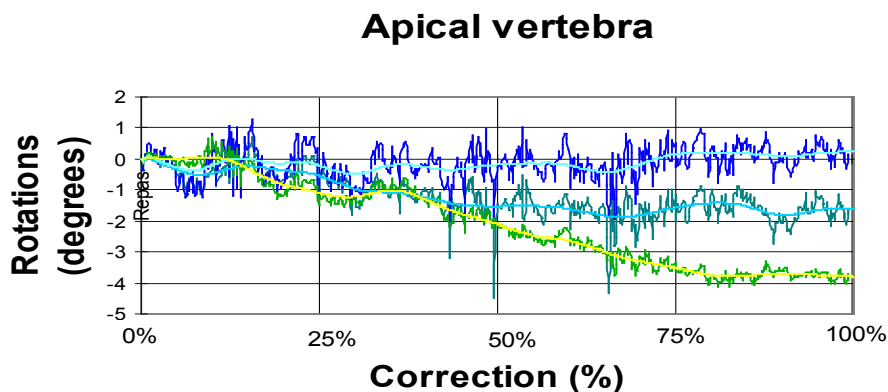


FIGURE 2-21 : EXEMPLE DE ROTATIONS TRIDIMENSIONNELLES DE LA VERTEBRE APICALE LORS DE LA MANŒUVRE DE DEROTATION

Au moment de cette étude, seuls les procédés radiographiques ont permis de quantifier les modifications de courbure après la pose d'une tige de Cotrel-Dubousset (Bridwell et al., 1990). Ici, le protocole a permis pour la première fois d'analyser les rotations tridimensionnelles de la colonne en per-opératoire, ouvrant ainsi la voie à un feed-back temps réel de la technique opératoire au chirurgien en vue de la réalisation d'un geste plus précis. Par ailleurs, l'instrumentation par tige de Cotrel-Dubousset a montré ici être, de manière descriptive, favorable à une correction tridimensionnelle des déformations de la colonne. Les corrections restent cependant sensibles à la position de la scoliose (lombaire ou thoracique) et au positionnement des différents crochets et vis pédiculaires.

Cette étude a été publiée (voir aussi publications et communications en annexe) :

I. GHANEM, F. HAGNERE, J.F. DUBOUSSET, B. WATIER, W. SKALLI, F. LAVASTE: Intraoperative Optoelectronic Analysis of Three-Dimensional Vertebral Displacement After Cotrel-Dubousset Rod Rotation. *Spine*, 22, pp1913-1921, 1997.

2.2.5 CONCLUSION

Ces premiers travaux de biomécanique m'ont permis d'acquérir des compétences fortes dans le domaine de l'analyse du mouvement. En effet, on assiste alors à une généralisation de l'utilisation des systèmes de motion capture. La précision accrue permet une mesure de mobilité sans contacts très utile dans de nombreux domaines d'intervention. Non présenté ici, nous avons aussi mis en place, en lien avec le LAB (Laboratoire d'accidentologie et de biomécanique – GIE PSA - RENAULT) et la société PSA un protocole d'analyse des mobilités du conducteur dans un habitacle. Cette étude, à visée ergonomique, s'est largement poursuivie depuis. Pour résumer, tous ces travaux réalisés au LBM m'ont permis, outre l'acquisition de compétences techniques dans le domaine de l'analyse du mouvement, d'initier et d'expérimenter de nombreuses applications dans des domaines aussi divers que l'ergonomie ou le milieu biomédical.

2.3 LABORATOIRES LAPMA & PRISSMH (1998-2014)

Lors de mon arrivée à Toulouse, mes travaux, au sein du LAPMA puis du PRISSMH dirigé par P.G. Zanone, se sont naturellement orientés vers l'analyse du geste sportif, la modélisation du système musculo-squelettique et le contrôle du mouvement.

Notons tout d'abord qu'initialement, il n'existait pas de plateau technique consacré à la biomécanique à Toulouse. Mes premières années ont donc été dédiées à l'acquisition d'un plateau technique performant de niveau international. Ainsi, après plus de 10 ans, le laboratoire a été doté d'un système de reconstruction tridimensionnelle Vicon doté de douze caméras infrarouges synchronisées, de deux plateformes de force, de 32 voies d'analyse électromyographique et d'un dispositif isocinétique Biodex. Le laboratoire possède aussi un ergocycle Lode Excalibur à friction électromagnétique équipé de 5 capteurs 6 axes Sensix (pédales, cintres et selle), d'un tapis de course (PF 500 CX, PRO-FORM), d'électrostimulateurs (Energy, COMPEX®) et de caméras hautes définitions (DRC VX 2000E, SONY) avec caissons étanches (BeeBox PRO 100, Extrem'Vision). J'ai ainsi participé pour tout ou partie à l'acquisition de ces matériels.

J'ai donc orienté initialement mes recherches dès mon arrivée à Toulouse sur l'étude du comportement mécanique du muscle et sur l'analyse du geste à partir de caméras vidéo calibrées et de capteurs de forces réalisés localement à partir de jauges de contraintes.

2.3.1 UN PEU DE MECANIQUE MUSCULAIRE

Ainsi, afin de continuer une activité de recherche soutenue, j'ai réalisé lors de mon arrivée à Toulouse un travail permettant de m'initier à la physiologie et au comportement mécanique du muscle squelettique en partenariat avec J.P. Doutreloux et la Station de Recherche Cunicoles de l'INRA à Auzeville. Ces travaux m'ont permis de me familiariser en particulier avec le modèle de Hill (1938, 1922) et les différentes modalités de la tension musculaire : tension passive tension active, contraction excentrique, isométrique ou concentrique, relation couple-angle... Selon ce modèle, la tension tétanique développée par un muscle vérifie la relation :

$$(v + b)(F + a) = b(F_0 + a)$$

Où F est la tension musculaire tétanique, v la vitesse de contraction, F_0 la force isométrique maximale et a et b deux coefficients avec $b = a \cdot v_0 / F_0$ ou v_0 représente la vitesse de contraction maximale du muscle (mesuré pour $F=0$).

Ce modèle se vérifie particulièrement sur le muscle tétanisé et isolé. Plus récemment, Anderson et al. (2007) ont présenté un modèle similaire de comportement pour les articulations in-vivo dans les différents modes de contraction (figure 2-22). Dans cette figure, on retrouve classiquement une forte dépendance de la force volontaire avec la vitesse de contraction et la position articulaire. En particulier, on note pour le mode excentrique (vitesse négative) que le couple dépasse nettement la valeur du couple isométrique maximal. Tous ces éléments, fondamentaux quant au comportement du système musculo-squelettique nous amèneront ultérieurement à mieux comprendre le rôle des muscles dans le développement des couples articulaires déterminés par dynamique inverse. En particulier, ces éléments de mécanique musculaire alimenteront largement les discussions autour de la quantification des couples maximums développées lors d'une tâche de pédalage à puissance maximale (voir 0).

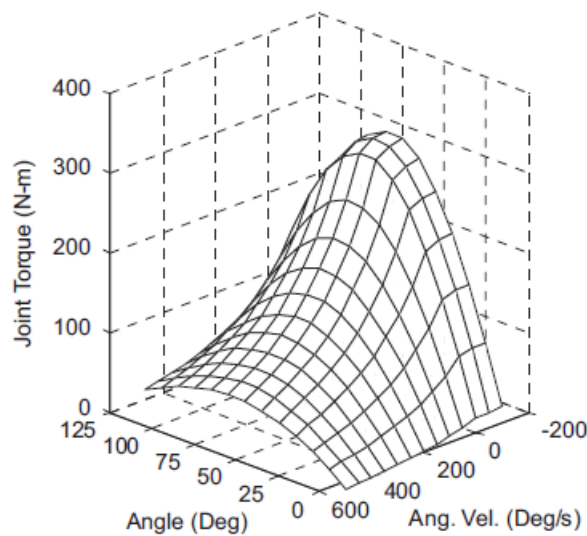


FIGURE 2-22 : COUPLE DEVELOPPE PAR L'ARTICULATION DU GENOU FONCTION DE LA VITESSE ET DE LA POSITION ARTICULAIRE SELON ANDERSON

Dans la littérature, il est largement admis (voir par exemple Göktepe et al., 2014; Hill, 1938) que cette tension développée par les muscles provient principalement de 3 composants distincts (figure 2-23). Tout d'abord, la tension active qui provient des éléments contractiles du muscle, généralement noté CC. Cette composante contractile se subdivise en deux éléments. D'une part, une composante visqueuse traduisant les frottements entre les différents tissus du muscle et d'autre part un générateur de force, représentant l'activité des éléments contractiles (actine et myosine) dont la propriété est d'exercer une force maximale inversement proportionnelle à la vitesse de raccourcissement du muscle. Autre élément, la composante élastique parallèle (CEP) représente la résistance propre du muscle à l'étirement. Cette résistance provient pour l'essentiel du tissu conjonctif intra-musculaire. Enfin, la composante élastique série (CES) représente la rigidité du tendon, composé pour l'essentiel de collagène de type I. Ces deux derniers composants représentent la tension passive du muscle.

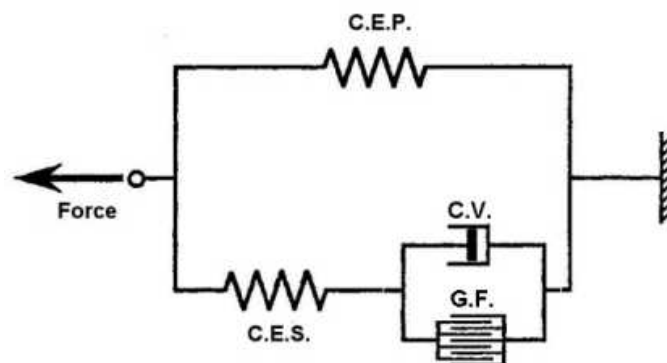


FIGURE 2-23: MODELE DU MUSCLE SQUELETTIQUE SELON HILL

Ici, notre travail a ainsi porté sur la résistance à l'étirement passif des muscles longissimus dorsi de lapins chez les mâles, les mâles castrés et les femelles. Trente lapins par lot ont été étudiés. Le comportement de nos échantillons a été obtenu en utilisant une colonne de

traction Adamel Lhomargy, DY30M™. Les courbes (figure 2-24) de la relation force-déplacement présentent deux maximums. Le premier (noté FM) correspond à la force de rupture du tissu intra-musculaire (CEP) et le second (noté FC) à la rupture du tissu tendineux superficiel (CES). Nos résultats montrent que la force FC ne présente pas de différences significatives entre les différents groupes. La résistance du tissu conjonctif dense contenu dans les lames tendineuses ne dépendrait pas de la teneur en testostérone. A l'inverse, la force de rupture du tissu intra-musculaire est significativement différente entre les groupes des femelles et des mâles castrés d'une part (39,3N et 40,3N) et des mâles d'autre part (45,3N). Ici, la testostérone semble jouer un rôle prépondérant.

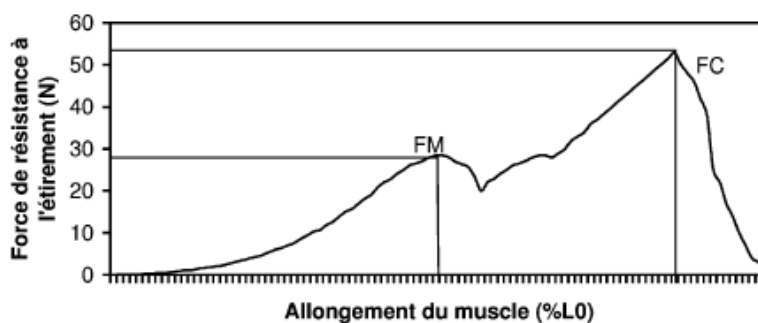


FIGURE 2-24 : COURBE DE COMPORTEMENT DU MUSCLE LONGISSIMUS DORSI DE LAPIN

Toute cette réflexion autour du comportement mécanique du muscle trouvera par la suite un écho important dans les études ultérieures orientées sur la dynamique interne du système musculo-squelettique.

Ces résultats ont été publiés et présentés :

J.P. DOUTRELOUX, D. DELMAS, A. AUVERGNE, J.P. DELAGE, B. WATIER, F. LEBAS : Effect of castration on the development of skeletal muscle. *Science & Sports*, 16, pp162-165, 2001

J.P. DOUTRELOUX, D. DELMAS, A. AUVERGNE, J.P. DELAGE, B. WATIER, F. LEBAS: Mechanical behavior of the passive muscle: effect of castration on the development of the longissimus dorsi muscle. *Congrès de la société de biomécanique*, Beaune, 1999.

2.3.2 ANALYSE DE LA NAGE AVEC PALMES

Mon activité concernant l'analyse du mouvement a ensuite repris dès 2002 après l'acquisition de deux caméras haute définition avec caissons étanches adaptés. Ce matériel nous a permis d'analyser finement la cinématique de nageurs, en surface ou en immersion selon différentes modalités. Ces travaux ont principalement été réalisés dans le cadre de la thèse de J. Gautier. Ici aussi, l'une des difficultés d'analyse de la cinématique sous-marine est avant tout d'ordre expérimental. En particulier, il est nécessaire de corriger la réfraction des rayons lumineux à l'interface eau-air sous peine d'avoir une large déformation des images. Pour cela, nos travaux ont nécessité la mise en place d'un protocole robuste basé sur une phase de calibrage minutieuse. L'ensemble des travaux que nous avons menés ici porte sur la cinématique de nageurs avec palmes selon différentes modalités.

En effet, les critères de performance en natation restent encore largement à explorer. La complexité des modèles mathématiques formels ne permet pas d'appréhender avec finesse l'ensemble des actions mécaniques appliquées par le fluide sur le nageur. Les résistances

liées à la viscosité de l'eau proviennent de frottements internes dans les fluides en mouvement qui s'opposent à la vitesse d'écoulement entre des couches infiniment voisines. Pour le nageur, lorsque celui-ci se met en mouvement, il met en mouvement les particules de fluide dans son voisinage immédiat augmentant ainsi cette résistance de frottement dans ce qu'on appelle la « couche limite » (fine couche située au voisinage du sujet ou la viscosité influence directement le nombre de Reynolds). Ces forces visqueuses satisfont à l'équation de Navier Stokes :

$$\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} = \nabla p + \mu \nabla^2 \vec{v} + \vec{f}$$

Où ρ représente la masse volumique du fluide, \vec{v} la vitesse d'une particule de fluide, p la pression, μ la viscosité dynamique et \vec{f} les forces visqueuses.

Cependant dans le cas général, en raison de sa complexité, il n'existe pas de solutions explicites à ce problème. Toutefois, chez l'homme, il est admis (Formosa et al., 2013; Vogel, 1996) que la force de traînée peut s'exprimer globalement sous la forme :

$$\vec{F} = \frac{1}{2} C_d \cdot \rho \cdot S \cdot v^2$$

Où C_d représente le coefficient de traînée et S la surface frontale perpendiculaire au sens de l'écoulement.

La mise en évidence du profil hydrodynamique le plus favorable entraînant une diminution de cette traînée est ainsi une préoccupation majeure vis-à-vis de la performance. Précisément, à l'aide de technologies innovantes, les combinaisons de type « fast skinTM » ont eu ces dernières années pour objectif de diminuer le coefficient de traînée. Cependant, Toussaint et al. (2002), ont montré que ces dernières ne réduisaient pas la traînée de manière significative. Parallèlement, le système de vagues créés par le nageur a montré être un élément important de la force de traînée (Sanders et al., 1995). Ces vagues, générées par l'oscillation du corps du nageur doivent donc être maîtrisées et il convient d'en identifier le procédé. Pour limiter cette résistance de vagues, Persyn et al. (1983) ont montré qu'une oscillation insuffisante du tronc est un facteur limitant de la performance. D'autres résultats ont aussi montré qu'une meilleure performance pouvait être obtenue par une forte oscillation de la hanche tout en minimisant l'oscillation des épaules et de la tête. Dans le même sens, les oscillations des membres supérieurs doivent être minimales dans un souci de réduction de la surface frontale alors que l'angle de flexion du genou nécessaire à la propulsion doit être compris entre 120 et 180° (Richardson, 1986). Aussi, le tangage a prouvé être un facteur limitant de la performance (Thornton, 1984). Plus généralement, Sanders et al. (1995) ont montré que l'amplitude couplée à la fréquence des oscillations est un paramètre important de la performance.

Toutes ces données, concernant la nage avec palme sont cependant généralement extraites d'investigations menées sur la pratique en immersion (voir par exemple Baly et al., 2002).

En définitive, lors de la nage avec palme, le maintien du profil hydrodynamique est indispensable à la haute performance. Celui-ci passe par la qualité des oscillations en termes d'amplitude, de fréquence et de coordination entre les différents segments. Notre objectif a ici consisté à identifier les caractéristiques cinématiques de la performance chez l'expert en comparaison avec le novice selon différentes modalités de nage. Pour cela plus de 4 campagnes d'essais sur une durée de 3 ans ont été mises en place sur cette thématique. Nos études ont focalisé en particulier à mettre en évidence les différences entre experts et

novices dans l'optique de mettre en avant les invariants de la performance. Différentes modalités de nage ont aussi été étudiées : nage en surface vs nage en immersion et 100m (sprint) vs. 800m (demi-fond). La différence entre les hommes et les femmes a aussi été mise en évidence. Enfin, une expérimentation spécifique a été mise en place pour caractériser la performance lors du remorquage de mannequin sur 50m.

Le protocole utilisé pour ces études consiste à observer la cinématique du nageur dans le plan sagittal à l'aide de caméras immergées (Sony VX2000E – 50Hz) dans un bassin à une distance d'environ 25m du départ (figure 2-25). Ces études ont été réalisées en 2D dans le plan sagittal. Ces expérimentations réalisées en collaboration avec la société Promiles Decathlon et l'université de Rennes 2 ont été réalisés dans des bassins de 50m à Toulouse, Rennes et Lille.

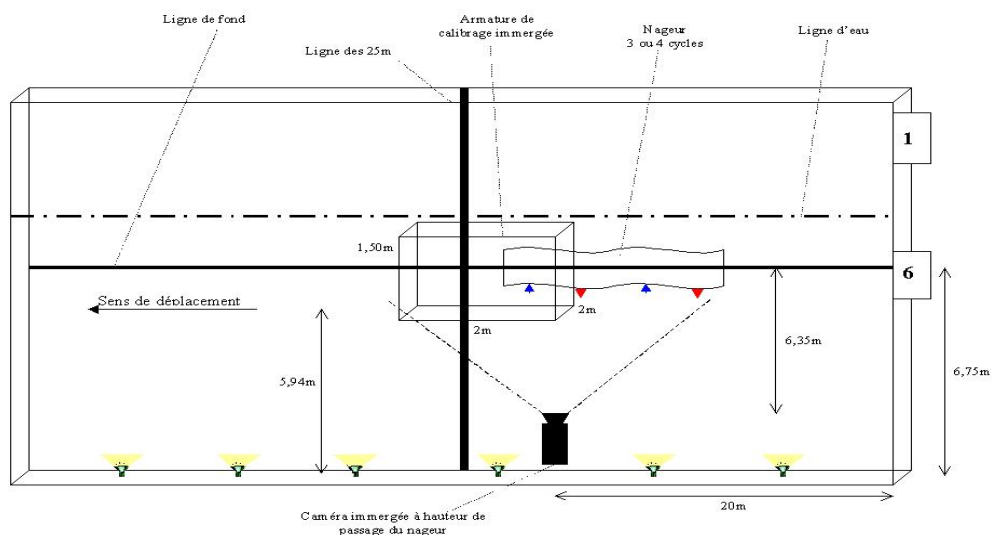


FIGURE 2-25 : PROTOCOLE D'ANALYSE DE LA CINÉMATIQUE DE LA NAGE AVEC PALME

Avant la mesure un dispositif de calibrage adapté (figure 2-26) est immergé et permet la correction des erreurs de distorsion en utilisant les méthodes DLT développées par Abdel-Aziz and Karara (1971). Des marqueurs sont ensuite placés en vis-à-vis des articulations (cheville, genou, hanche, épaule, tête, coude, poignet) et permettent ainsi de repérer simultanément les oscillations verticales de chacune d'elles ainsi que les mouvements de rotation des différents segments dans le plan sagittal.



FIGURE 2-26 : DISPOSITIF DE CALIBRAGE ET VISUALISATION MARQUAGE DES ARTICULATIONS

On voit sur la figure 2-27 ci-dessous des exemples obtenus pour la nage en surface et la nage en immersion. Les nageurs sont équipés de monopalmes et un cycle complet pour chaque participant et pour chaque passage est analysé à l'aide du logiciel (3D Vision, Kihopsis). Les caméras sont fixées à 15cm de profondeur et la précision de nos données a été évaluée à 0.8cm en translation et 1,1° en rotations.

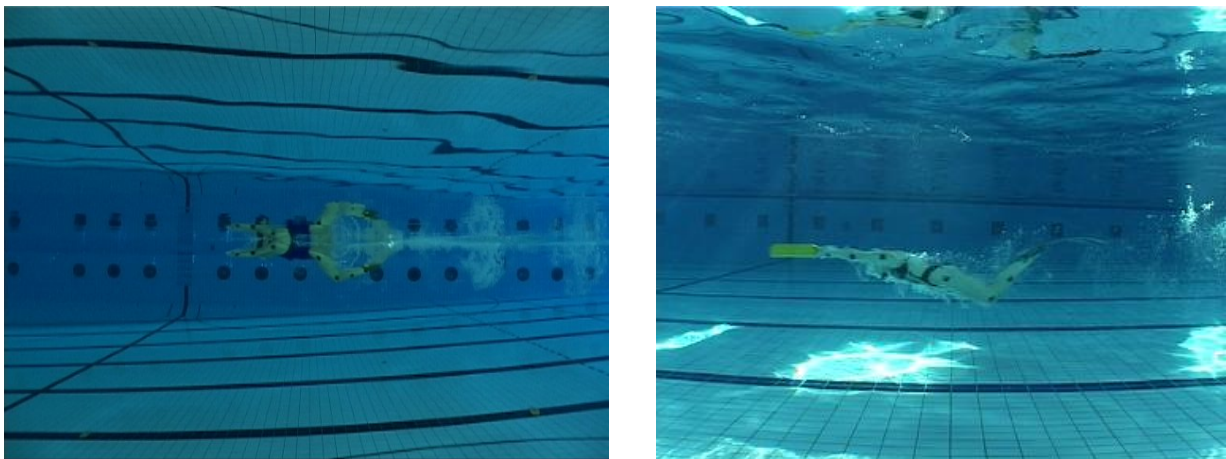


FIGURE 2-27 : VISUALISATION DE NAGES EN SURFACE ET EN IMMERSION

Ces expérimentations ont ainsi amené de nombreux résultats permettant de qualifier les facteurs de performance. Sauf mention contraire, les résultats donnés ci-dessous concernent la nage en surface. Principalement (tableau 2-2), il en ressort que la vitesse des experts (EXP) est plus importante que celle des novices (NOV). Ces résultats laissent supposer l'existence de techniques différentes entre ces deux niveaux de pratique. Des résultats complémentaires mettent aussi en avant que les hommes sont plus rapides que les femmes.

	EXP 100	NOV 100	EXP 800	NOV800
Vitesse (m.s ⁻¹)	2,66	2,07	2,09	1,69
SD	(0,26)	(0,18)	(0,17)	(0,11)

TABLEAU 2-2 : VITESSE MOYENNE DE NAGE EN FONCTION DE LA DISTANCE (100 ET 800M) ET DU NIVEAU DE PRATIQUE (EXPERTS OU NOVICES)

Parallèlement, les résultats montrent une diminution de la fréquence de nage lors de l'augmentation de la distance (Tableau 2-3). La fréquence de nage des experts autant que celle des novices est plus élevée sur 100m que sur 800m. A l'allure du 800m, les experts (0,97Hz \pm 0,13) pourtant plus rapides affichent une fréquence inférieure à celle des novices (1,00Hz \pm 0,12). Confirmée par l'analyse statistique ($p < 0,01$) cette influence du niveau et de l'allure sur la fréquence laisse supposer une différence de comportement moteur. Ces résultats relatifs à l'analyse de la fréquence de nage sur 800m, ainsi que l'interaction entre l'allure, le niveau et la phase relative ($p < 0,01$), incitent à concevoir que les experts précipitent beaucoup moins leur action mais restent très efficaces puisque ce sont les plus rapides. Les non-experts semblent privilégier la puissance musculaire au lieu de cette efficacité technique constatée chez les nageurs de haut-niveau.

	EXP 100	NOV 100	EXP 800	NOV800
Fréquence (Hz)	1,88	1,54	0,97	1,00
SD	(0,26)	(0,21)	(0,13)	(0,12)

TABLEAU 2-3 : PERIODE MOYENNE EN FONCTION DE LA DISTANCE ET DU NIVEAU

Aussi, l'analyse des amplitudes articulaires (du poignet noté AP à la cheville notée Ach), dénote que l'oscillation longitudinale augmente de façon très importante à partir de la hanche (AH) (figure 2-28). Dans l'ensemble et quel que soit le niveau, ces amplitudes articulaires sont plus importantes sur 800m que sur 100m ($p < 0,001$), il n'en demeure pas moins que les articulations (poignet et coude) des membres supérieurs des novices subissent une oscillation plus importante que celle des experts, augmentant d'autant la surface frontale. Chez les experts en particulier, l'épaule et le coude sont animés de la même amplitude longitudinale que le poignet, ce qui traduit un très faible tangage.

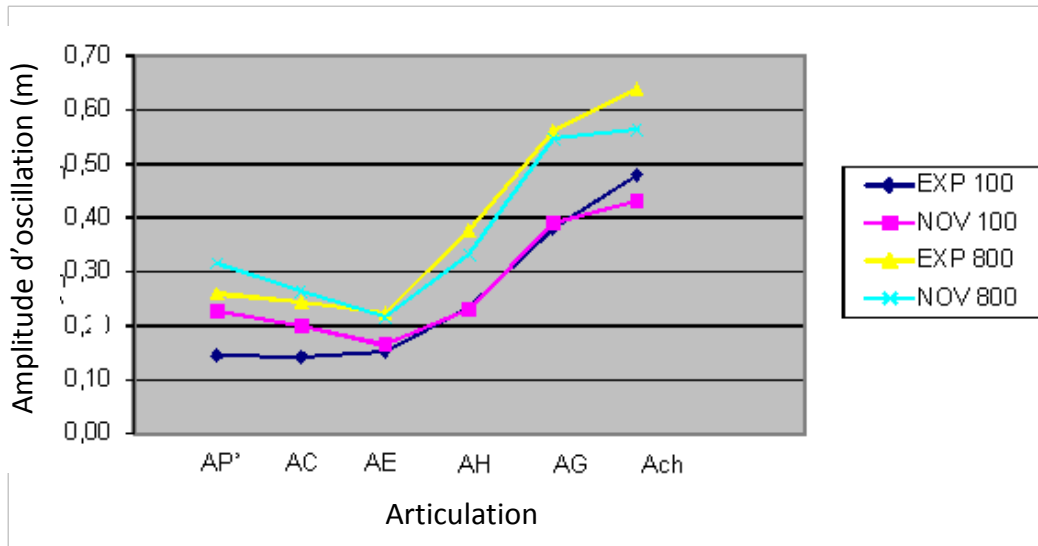


FIGURE 2-28 : AMPLITUDE D'OSCILLATION DES DIFFERENTES ARTICULATIONS EN FONCTION DE LA DISTANCE ET DE L'EXPERTISE

Plus en détail, l'observation du profil de nage d'un monopalméur sur la figure 2-29 nous permet de percevoir que le mouvement s'enchaîne des mains (poignet) aux pieds (cheville). Successivement le poignet, le coude, l'épaule, la hanche, le genou et enfin la cheville oscillent. L'analyse de la phase relative des différentes articulations par rapport au poignet fait apparaître une tendance à l'accroissement de sa valeur de manière céphalo-caudale.

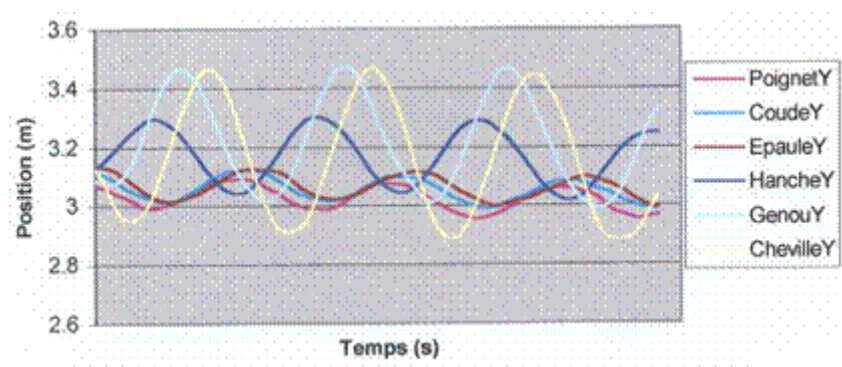


FIGURE 2-29 : COURBE DES POSITIONS ARTICULAIRES EN FONCTION DU TEMPS.

La phase relative est moins importante au niveau des articulations du haut du corps (coude, épaule), ce qui implique qu'elles suivent le même mouvement que le poignet. Le bas du corps semble être proche de l'anti-phase par rapport à l'épaule (figure 2-30). L'analyse de variance vient confirmer les différences observées dans les résultats au niveau de la valeur de la phase relative et de la distance ($p < 0,05$). Plus encore elle confirme l'interaction entre la phase relative, le niveau et l'allure ($p < 0,01$).

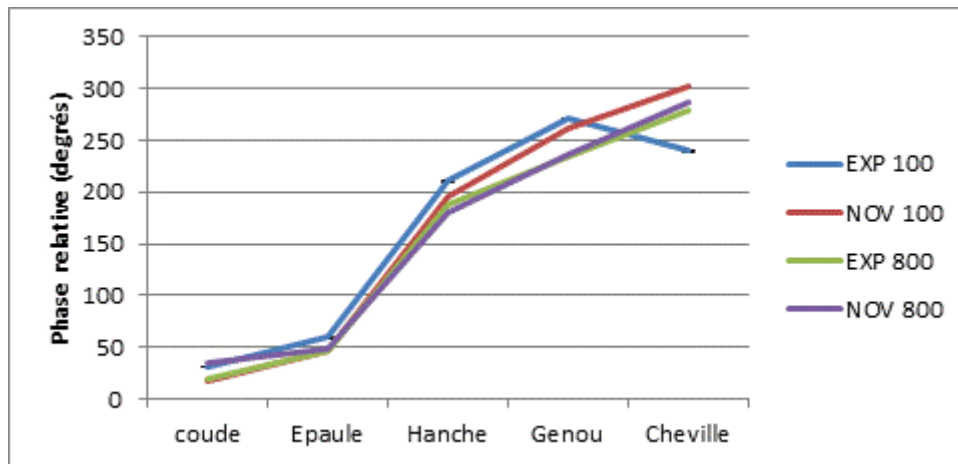


FIGURE 2-30 : PHASE RELATIVE DES DIFFERENTES ARTICULATIONS PAR RAPPORT AU POGNET

D'après la figure 2-31, la flexion des genoux est d'autant plus importante que la distance de nage augmente et ce, quel que soit le niveau. Cette illustration représente l'angle minimum de flexion du genou qui intervient entre la fin de la phase de glisse et la genèse de la propulsion produite en partie par les muscles de la cuisse. Les novices évoluant à une allure de 100m, c'est-à-dire en sprint, font preuve d'une flexion de genoux supérieure de 14.65° à celle des experts et sur 800m la différence est de 13.82° . L'analyse de variance confirme cet effet du niveau sur la flexion ($p < 0,01$). La fermeture des jambes sur les cuisses est donc plus importante chez les novices que chez les experts. Cette flexion importante accentue la surface frontale en augmentant par la même la résistance à l'avancement liée à la morphologie. Même s'il n'y a pas de corrélation entre cette flexion et la vitesse de nage ($R^2 = 0,37$), il apparaît que l'angle obtus présenté par les experts au cours du cycle de nage est bénéfique à la conservation du profil hydrodynamique, en particulier en minimisant la surface frontale perpendiculaire à l'avancement du nageur.

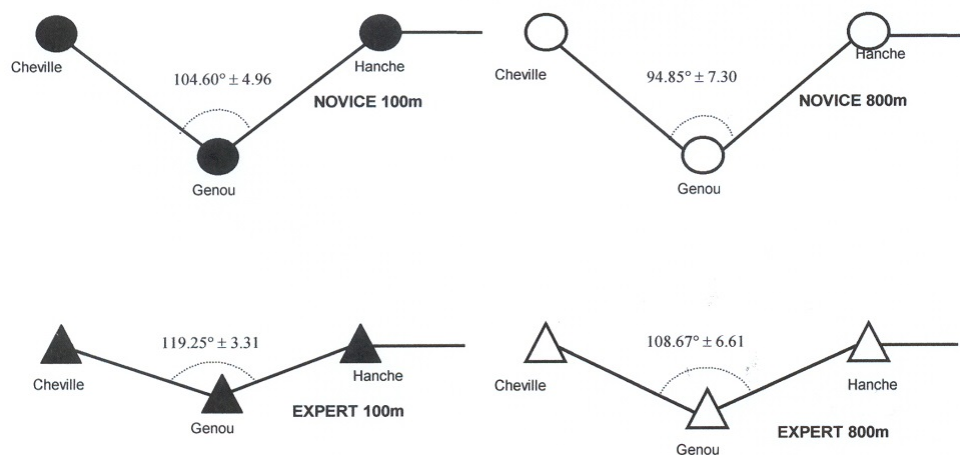


FIGURE 2-31 : ANGLE DE FLEXION DU GENOU EN FONCTION DE L'EXPERTISE ET DE LA DISTANCE DE COURSE

Tous ces résultats ont eu un écho important surtout auprès des entraîneurs de haut niveau toujours intéressés par des critères concrets d'augmentation de la performance. Précisément, les informations obtenues ici sur la cinématique des segments des experts ont pu faire l'objet d'un transfert pratique.

L'ensemble des études précédentes ont été publiées et présentées :

J. GAUTIER, B. WATIER : An analysis of kinematics parameters in finswimming. Congrès de la société de biomécanique, Valenciennes, 2002.

J. GAUTIER, L. BALY, P.G. ZANONE, B. WATIER: Influence du sexe sur la fréquence de nage et la position angulaire sur 100 m et 800 m chez les nageurs avec palmes de haut niveau. Congrès de l'ACAPS, 29 octobre-1^{er} novembre, Toulouse, 2003.

J. GAUTIER, B. WATIER : Étude des paramètres cinématiques de la nage avec palme de surface. Congrès de la société de biomécanique, Poitiers, 2003.

A. CADENE, P.G. ZANONE, B. WATIER : Mannequin towing with fins : a 2D kinematic study. Congrès de la société de biomécanique, Paris, 2004.

J. GAUTIER, L. BALY, P.G. ZANONE, B. WATIER: A kinematic study of finswimming at surface. Journal of sports science & medicine, vol. 3, pp91-95, 2004.

J. GAUTIER, L. BALY, P.G. ZANONE, B. WATIER: Effect of practice level and race distance on kinematic parameters in finswimming. Science & Sports, vol. 19, pp196-199, 2004.

2.3.3 PRESENTATION DE LA DYNAMIQUE INVERSE : METHODES ET LIMITES

A compter de 2004, le laboratoire est équipé de dispositifs récents de motion capture, de plateformes de force, d'un ergocycle et de dispositifs électromyographiques. Mes travaux s'orientent alors vers la dynamique du système musculo-squelettique chez l'homme essentiellement via l'utilisation de la dynamique inverse permettant la détermination du torseur des actions mécaniques global s'exerçant sur les différents segments anatomiques. Au préalable, avant d'exposer nos applications, nous présentons ci-dessous la méthode et les limites de la dynamique inverse. Ces éléments nous paraissent importants à présenter car ils expliquent une grande partie de la complexité des études concernant la dynamique humaine et mettent ainsi en perspective les résultats obtenus par cette technique. En effet de nombreuses limites expérimentales biaisent les résultats obtenus et il convient de bien en montrer les limites au préalable. Ainsi, cette technique qui permet de déterminer les actions mécaniques internes à un solide rigide est basée sur la deuxième loi de Newton (1687) :

$$\begin{Bmatrix} m_S \cdot \vec{a}_{S/\mathfrak{R}_0}^G \\ \vec{\delta}_{S/\mathfrak{R}_0}^A \end{Bmatrix}_A = \begin{Bmatrix} \vec{F}_{S \rightarrow S} \\ \vec{M}_{S \rightarrow S}^A \end{Bmatrix}_A$$

m_S représente la masse du solide S étudié, \vec{a}_{S/R_0}^G l'accélération de son centre de gravité (G) par rapport à un référentiel galiléen \mathfrak{R}_0 , $\vec{F}_{S \rightarrow S}$ la somme des forces extérieures s'exerçant sur S, $\vec{\delta}_{S/R_0}^A$ le moment dynamique en un point A quelconque et $\vec{M}_{S/\mathfrak{R}_0}^A$ la somme des moments des forces.

Avec $\vec{\delta}_{S/\mathfrak{R}_0}^A = \frac{d}{dt} (\bar{I}^A \cdot \vec{\Omega}_{S/\mathfrak{R}_0}) + m_S \cdot \overrightarrow{AG} \wedge \vec{a}_{S/\mathfrak{R}_0}^A$ ou \bar{I}^A est le tenseur d'inertie en A du solide étudiée et $\vec{\Omega}_{S/\mathfrak{R}_0}$ la vitesse de rotation du solide.

Il n'est pas, à ce stade, inutile de rappeler cette relation car chacun des termes qui la composent ne peut être qu'imparfaitement déterminé d'un point de vue expérimental.

Emettre des hypothèses concernant la dynamique du système musculo-squelettique nécessite en ce sens une parfaite maîtrise des protocoles expérimentaux afin de diminuer au maximum les erreurs de mesure.

Pour résumer, la dynamique inverse consiste donc à déterminer globalement les actions mécaniques au niveau des articulations du corps humain (voir Winter, 2009; Zatsiorsky, 2002 pour une présentation détaillée de la méthode). Ces actions mécaniques, en particulier le couple articulaire, est généralement considéré comme représentatif des efforts musculaires. Notons cependant que ce couple inclut l'ensemble des contraintes y compris les tensions passives des différents tissus et pas uniquement l'effort volontaire du sujet. Des modèles récents tentent aussi de résoudre directement la redondance de l'actionnement musculaire et de déterminer les efforts de chaque muscle dans le mouvement (Allouch et al., 2015; Moissenet et al., 2014; Prilutsky and Zatsiorsky, 2002). Cette détermination nécessite cependant des hypothèses amenant à une série de minimisation de fonctions de coût non encore validées à ce jour par l'analyse expérimentale. A cela peut s'ajouter des erreurs liés à la présence de muscles bi-articulaires (Frayse et al., 2009). Nous reviendrons ultérieurement sur ce problème de redondance.

Le principe de la dynamique inverse consiste dans un premier temps à discrétiser le corps humain en solides rigides (figure 2-32), puis à déterminer les efforts ainsi exercés sur chacun de ces segments anatomiques. Les premiers modèles constitués de 14 segments rigides (Hanavan and Aerospace Medical Research Laboratories (U.S.), 1964) ont globalement peu évolué même si l'on peut trouver des modèles plus spécifiques selon les études (mains, pieds, tronc, ...).

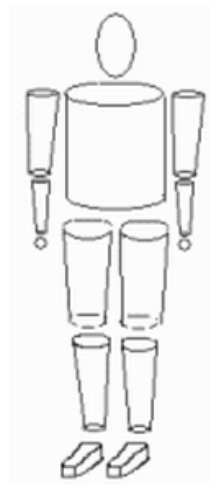


FIGURE 2-32 : MODELE DE HANAVAN (1964) POLY-ARTICULE COMPOSE DE 14 SEGMENTS

Sur chacun de ces segments on applique ensuite le principe fondamental de la dynamique afin de déterminer les actions mécaniques au niveau de chaque articulation comme présenté dans la figure 2-33 (Dumas et al., 2004). Pour cela, on commence par déterminer classiquement les efforts à l'articulation de la cheville en isolant le pied et en mesurant les efforts extérieurs appliqués par le sol à l'aide d'une plateforme de forces. Connaissant les efforts à la cheville, on isole la jambe et on répète la même procédure afin de déterminer les efforts au genou, puis à la hanche en isolant la cuisse. Cette procédure a été très largement appliquée dans la littérature tant au membre inférieur, qu'au membre supérieur. Des modèles plus fins ont aussi permis de déterminer les contraintes dans les doigts, les pieds ou même le tronc. Les applications de la dynamique inverse sont multiples et vont de la

prévention des pathologies locomotrices à une meilleure compréhension du contrôle du mouvement chez l'homme.

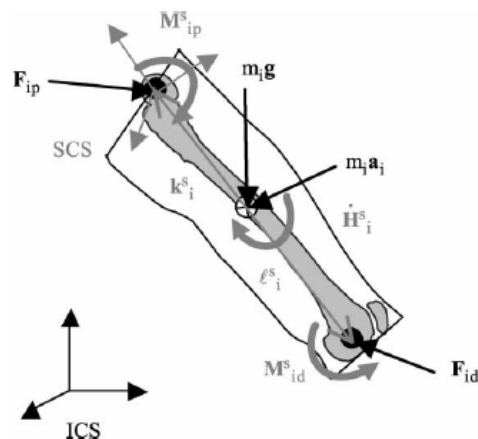


FIGURE 2-33 : REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU PRINCIPE DE LA DYNAMIQUE INVERSE APPLIQUE A UN SEGMENT ANATOMIQUE SELON DUMAS (2004)

Si le principe théorique permettant la détermination du torseur des actions mécaniques au niveau articulaire est donc bien maîtrisé, sa mise en place reste toutefois assez complexe. Ainsi, première approximation, nous considérons dans ce modèle les segments comme des solides rigides. Bien entendu, le mouvement des masses molles autour des os empêche de localiser précisément le système musculo-squelettique à partir des données externes de motion capture. De plus, le mouvement de ces masses molles génère des moments et des résultantes dynamiques non quantifiés à ce stade. Ce problème largement présenté dans la littérature (voir par exemple Peters et al., 2010) porte le nom de Soft Tissue Artefact (STA). De nombreuses corrections ont été apportées à ce stade à ce problème. On peut ainsi noter historiquement la méthode de solidification développée par Chèze et al. (1995) dont le principe consiste à rendre fixe la distance entre les marqueurs utilisés lors de la motion capture. Cette technique a pour avantage de diminuer significativement l'erreur commise dans la détermination du mouvement du squelette mais elle ne peut empêcher des problèmes d'arrachement des articulations : la solidification a pour inconvénient que les centres instantanés de rotation de deux segments adjacents ne coïncident plus au cours du mouvement. Cet arrachement génère alors de nouvelles erreurs dans le procédé de dynamique inverse puisqu'il devient, par exemple, difficile d'appliquer correctement le théorème du moment dynamique au niveau du centre instantané de rotation commun des deux segments adjacents. Plus récemment, en combinant une méthode d'imagerie radiologique dynamique (fluoroscopie) et une méthode expérimentale par motion capture, Stagni et al. (2005) ont mis en évidence les déplacements de la peau par rapport au système squelettique (figure 2-34). Les résultats de cette étude montrent que l'erreur commise en utilisant les données externes pour la localisation du squelette peut atteindre jusqu'à 28° en flexion-extension pour la cuisse... Plus généralement, concernant la cinématique, les auteurs rapportent des erreurs allant de 5° pour le pied, à 15° pour la cuisse en utilisant des placements de marqueurs optimisés. Dans cette optique, Monnet et al. (2012), ont aussi quantifié les déplacements des marqueurs par rapport au système osseux. Ils montrent que les marqueurs se déplacent ainsi de plus de 12mm et conseillent donc d'utiliser une redondance de marqueurs pour la reconstruction du repère lié à chaque segment tout en préconisant des zones de plus faible mobilité. D'un point de vue dynamique, Tsai et al.

(2011), ont montré lors d'une tâche de montée d'escalier que les STA diminuaient significativement l'amplitude du mouvement en comparant des données provenant de motion capture et des données provenant de radiographie dynamique. De plus, lors du cycle, les auteurs observent, en raison des STA, des variations du couple mesuré par dynamique inverse au genou allant jusqu'à 12% entre les deux méthodes.

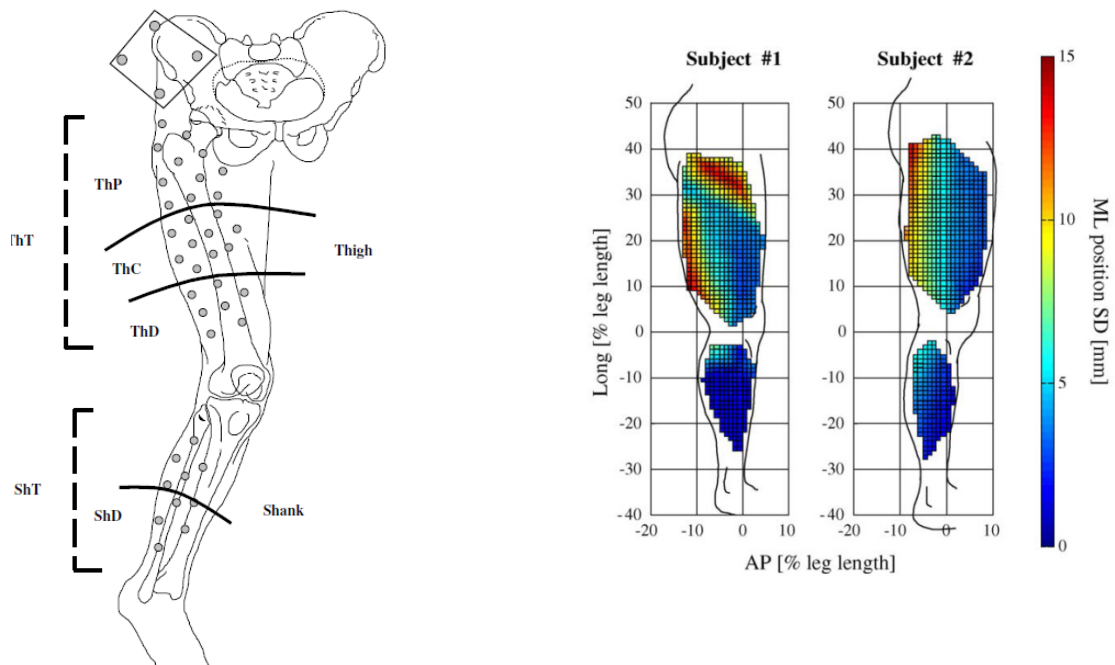


FIGURE 2-34 : PROTOCOLE DE MOTION CAPTURE ET VISUALISATION DES DEPLACEMENTS MEDIO-LATERAUX DES MARQUEURS PAR RAPPORT AU SYSTEME SQUELETTIQUE LORS D'UNE TACHE DE STEP

Afin de pouvoir comparer les mobilités des différents segments ainsi que les actions mécaniques aux différentes articulations entre les auteurs, un important travail de normalisation sous l'égide de l'ISB (International Society of Biomechanics) a été réalisé au début des années 2000 concernant la détermination des axes de référence des segments anatomiques (Wu et al., 2005, 2002). Ainsi, comme présenté sur la figure 2-35, les systèmes d'axe de référence des différents segments sont reconstruits à partir de repères osseux. Ces préconisations concernant les systèmes de référence à utiliser sont complétées par les séquences d'axes à utiliser pour l'étude des mouvements de rotation. Ainsi pour la jambe, il est préconisé d'utiliser une séquence de rotations autour d'axes mobiles (angles d'Euler) selon la séquence (X, Z', Y''). Pour chaque segment il existe ainsi un système d'axes associé ainsi qu'une séquence de rotations. Cette normalisation des systèmes d'axes a principalement permis à la communauté de pouvoir comparer les résultats des différentes équipes du domaine. Notons cependant, que certains auteurs (Dumas et al., 2004) préconisent l'utilisation des quaternions pour déterminer l'angle de rotation et la position de l'axe hélicoïdal instantané pour s'affranchir des problèmes posés par les singularités et les séquences d'axes lors du traitement des matrices de rotation.

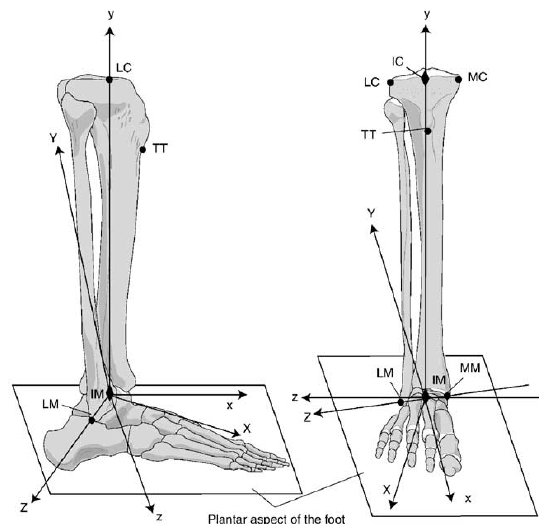


FIGURE 2-35 : SYSTEME DE REFERENCE PROPOSE PAR L'ISB POUR LA JAMBE

Comme indiqué dans la deuxième loi de Newton, il est aussi nécessaire de déterminer, la position du centre de gravité ainsi que le tenseur d'inertie des segments anatomiques. Cette branche qui étudie les mesures physiques de l'homme s'appelle l'anthropométrie. De multiples techniques ont vu le jour depuis le début du XIX^{ème} siècle. C'est le physiologiste Bernshteïn (1967), qui, le premier, mettra en place une technique éprouvée pour déterminer les masses et centre de gravité des différents segments in-vivo. Barter (1957) a compilé les différents résultats déjà obtenus dans la littérature tant sur pièces cadavériques que sur sujets sains et publie pour la première fois des tables de régression ou l'anthropométrie est donnée en fonction de la masse et de la taille totale de l'individu. Zatsiorsky and Seluyanov (1983) ont généralisé ces tables de régression en réalisant des tables basées sur plus de 100 sujets sains obtenues à partir de clichés radiographiques. De Leva (1996) a par la suite amélioré la qualité des données fournies par Zatsiorsky en exprimant les tenseurs d'inertie au niveau du centre articulaire des différents segments. Enfin, encore plus récemment Dumas et al. (2007) ont présenté des tenseurs d'inertie pour chaque segment dans le repère préconisé par l'ISB et outre les moments principaux d'inertie, ont fourni aussi des tables de régression pour les produits d'inertie. Naturellement, ces tables sont généralement établies pour des populations jeunes exemptes de toute pathologie. En ce sens, elles présentent des sources d'erreur dans de nombreuses configurations (surpoids, malformations, pathologies, femmes enceintes, ...), même si l'on voit apparaître depuis récemment des tables dédiées (femmes, caucasiens, asiatique, ...).

Plusieurs auteurs (voir par exemple Kiernan et al., 2014) ont déterminé la variabilité des couples déterminés par dynamique inverse en fonction des tables anthropométriques utilisées. Les résultats montrent que les varient de façon mesurée d'une table à l'autre avec un maximum de 0,07Nm/kg au niveau du couple de la hanche durant la marche.

Pour pallier à cet inconvénient plusieurs équipes (Chen et al., 2011; Damavandi et al., 2009; Hansen et al., 2014; Levy, 2010) ont proposé des méthodes de détermination personnalisée des paramètres anthropométriques. A partir des variations des forces de réactions observées sur plateforme de force et connaissant la cinématique du sujet lors de mouvements dynamiques, des méthodes d'identification ont été mises en place par ces équipes. Le principe simplifié est présenté ci-dessous (figure 2-36). Dans cette configuration on obtient par exemple la masse personnalisée du membre supérieur :

$$m = \frac{(S' - S)x_b}{x_j - x_s}$$

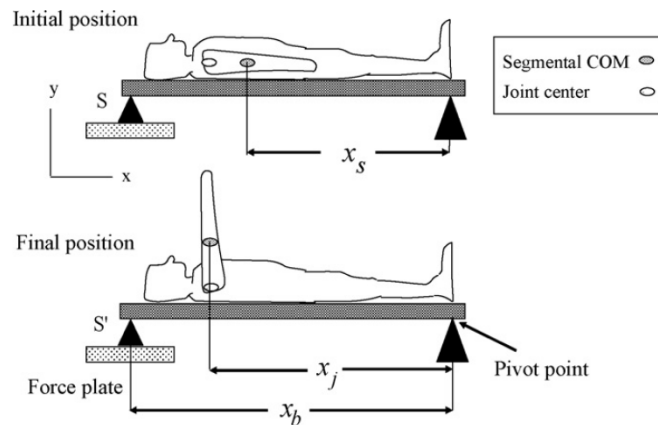


FIGURE 2-36 : EXEMPLE DE DETERMINATION DE PARAMETRES ANTHROPOMETRIQUES PERSONNALISES SELON DAMAVANDI

De même, à partir d'une méthode basée sur un algorithme de gradient conjugué utilisé dans l'identification de matrice symétrique définie positive, l'équipe de P. Lacouture (Levy, 2010) a pu déterminer de manière fine les paramètres inertiels personnalisés. Comme présenté dans les valeurs ci-dessous pour la cuisse, la méthode permet de déterminer outre les moments principaux d'inertie, les produits d'inertie.

	de Leva	Identification
S1 (1.80 m, 70 kg)	$\begin{bmatrix} 0.454 & 0 & 0 \\ 0 & 0.008 & 0 \\ 0 & 0 & 0.450 \end{bmatrix}$ $[0 \ 1.0734 \ 0]^T$	$\begin{bmatrix} 0.476 & 0.001 & -0.018 \\ 0.001 & 0.040 & 0.035 \\ -0.018 & 0.035 & 0.486 \end{bmatrix}$ $[0.1123 \ 1.2210 \ -0.0485]^T$

Ces méthodes récentes et prometteuses butent cependant encore sur la détermination des paramètres anthropométriques des petits segments (i.e. pieds, mains) en raison de la faible inertie mises en jeu lors du mouvement de ces segments.

Autre source d'incertitude, la localisation exacte du centre de rotation des segments anatomiques. Cette localisation revêt un caractère fondamental car de nombreuses tables anthropométriques donnent les matrices d'inertie au niveau du centre de rotation des segments. De même le centre de gravité est généralement positionné sur le segment joignant les deux centres de rotation (proximaux et distaux) du segment. S'il est généralement admis que le centre instantané de rotation entre deux segments anatomiques se déplace au cours du mouvement, il ne peut être précisément localisé qu'à partir de méthodes invasives comme la fluoroscopie. De manière non invasive, plusieurs méthodes ont été proposées pour déterminer le centre de rotation de deux segments adjacents à partir de la motion capture. Principalement, on trouve deux techniques ; la première considère comme fixe les distances entre marqueurs. Lors du mouvement les matrices homogènes représentant translations et rotations des deux segments sont alors déterminés.

L'analyse de ces matrices permet alors de localiser le centre de rotation optimal entre ces deux segments (voir par exemple Siston and Delp, 2006). Une autre méthode consiste à immobiliser virtuellement un des deux segments lors du mouvement. Les marqueurs de l'autre segment sont alors censés se déplacer sur une sphère autour du centre de rotation (figure 2-37). En couplant les deux méthodes la localisation du centre de rotation a été particulièrement bien étudiée et présentée par Ehrig et al. (2006) et la méthode est dorénavant connu sous le nom de méthode ScoRe (Symmetrical Centre Of Rotation Estimation). En utilisant cette technique, l'imprécision concernant la localisation du centre de rotation reste inférieure à 4mm. Cette technique nécessite néanmoins avant les séances de motion capture d'enregistrer des mouvements de grande amplitude entre les différentes articulations afin de pouvoir préalablement localiser précisément le centre de rotation dans le repère de chaque segment.

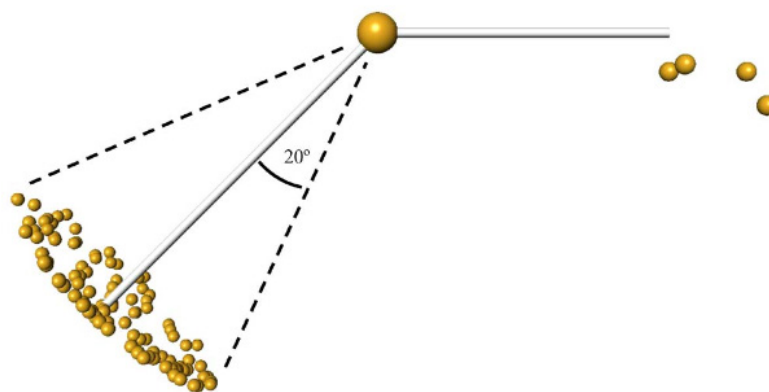


FIGURE 2-37 : REPRÉSENTATION SCHEMATIQUE DE LA METHODE SCORE (EHRIG, 2006)

Une autre source d'erreur lors de l'analyse de la cinématique provient des erreurs de mesure des systèmes de motion capture. Certaines erreurs peuvent être diminuées par un placement optimal des caméras dans la zone de mesure ou encore en augmentant la qualité du calibrage. Certaines erreurs aléatoires demeurent cependant et ont été largement étudiés dans la littérature. D'après les résultats obtenus par Robertson and Dowling (2003), pour les données cinématiques, destinées à être dérivées 2 fois, le filtre Butterworth (4^{ème} ordre) est le plus adapté. Dans l'étude des mouvements humains, les auteurs utilisent généralement des fréquences de coupure comprises entre 6 et 10Hz même s'il est rapporté que lors des impacts, des fréquences supérieures peuvent apparaître. Ainsi, Erer (2007) a mis en place un filtrage Butterworth en adaptant la fréquence de coupure à la rapidité de variation du signal basé sur l'estimation de la vitesse et de l'accélération. Les résultats sont grandement améliorés et les informations concernant les zones d'impact et de chocs sont préservées. Malgré tout, il reste difficile de déterminer avec certitude les erreurs commises sur la localisation des marqueurs. Les résultats dépendent grandement du nombre de caméras utilisés, de leurs résolutions ainsi que de la taille des marqueurs. Actuellement, les laboratoires d'analyse du mouvement donnent généralement des précisions inférieures au millimètre pour la localisation des marqueurs.

Lors de l'analyse de la locomotion, les actions mécaniques extérieures appliquées sur les membres inférieurs sont généralement mesurées à l'aide de plateformes de force constituées de jauges de contraintes. Ces plateformes de force permettent de quantifier les

6 composantes du torseur d'action mécanique appliquées sous chaque pied et permettent donc d'initier le calcul de la dynamique inverse avec la technique bottom-up (du bas vers le haut du corps). Cependant, ces plateformes de force sont sujettes aux vibrations suite aux impacts apportés par la pose du pied au sol. Ces vibrations des plateformes engendrent des biais de mesure suffisant pour qu'il soit nécessaire de filtrer les données. Dans la littérature, ce filtrage est généralement effectué à l'aide d'un filtre Butterworth avec une fréquence de coupure aux alentours de 10Hz. Plusieurs auteurs ont étudié l'influence de ce filtrage sur la précision des données obtenues. Ainsi, lors d'études de sauts, McCaw et al. (2013) ont montré des variations significatives des valeurs d'impulsion et de puissance dissipée dans les articulations du membre inférieur entre des données brutes et des données filtrées à 10Hz. Les valeurs de couple déterminées par dynamique inverse montrent aussi des variations très significatives entre les deux conditions en particulier autour des extremums locaux au niveau des phases de contact. On a ainsi représenté sur la figure 2-38 les courbes de moment à la hanche obtenue sur données filtrées et non filtrées. Les auteurs conseillent finalement d'utiliser une fréquence de coupure bien supérieure (50Hz) afin de ne pas altérer la qualité du signal lors de l'analyse des mouvements hautement dynamiques.

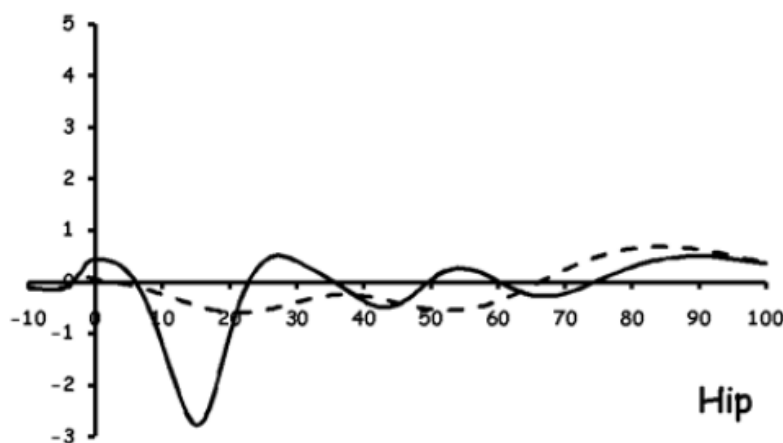


FIGURE 2-38 : MOMENT A LA HANCHE LORS D'UNE PHASE DE RECEPTION SELON MC CAW ET AL. (TRAIT PLEIN : DONNEES NON FILTRES, TRAIT POINTILLE : DONNEES FILTRES)

Selon la même idée Junior et al. (2013) ont montré qu'une approximation sur la localisation du centre des pressions (voir aussi paragraphe 2.4.4 ci-dessous) de 10mm entraînait une incertitude sur les couples calculés allant jusqu'à 0,15Nm/kg au niveau du genou lors de la marche. Afin de s'affranchir des difficultés posées par l'imprécision des plateformes de force lors de la locomotion certains auteurs ont étudié la mise en œuvre de la méthode top-down (du haut vers le bas du corps). Le principe consiste donc à initier la méthode en partant de la partie haute du corps seulement soumise à l'attraction gravitationnelle dans ce contexte d'étude. Sur cette base, l'influence de la table anthropométrique utilisée est primordiale. Iino and Kojima (2012) ont ainsi comparé les méthodes top-down et bottom-up pour déterminer par dynamique inverse le couple à la jonction lombo-pelvienne lors de mouvements de rotation du tronc. Les résultats présentés montrent qu'il n'existe pas de différences significatives entre les deux approches pour les deux méthodes en utilisant les tables de Ae et al. (1992) et de Leva (1996). C'est avec la table de Dumas et al. (2007) que les auteurs notent les différences les plus fortes avec des écarts allant jusqu'à 11,5Nm en extension. Sur cette base, les auteurs concluent à la validité des deux méthodes pour peu que le tronc soit modélisé en 3 solides rigides polyarticulés.

En conclusion, il nous a paru important de présenter ces différents éléments afin que le lecteur se fasse une idée plus précise des imprécisions liées à la dynamique inverse. Aujourd'hui encore, il reste complexe de déterminer précisément les actions mécaniques internes au corps humain appliquées sur les segments anatomiques. Certaines erreurs commises, comme on l'a vu, sont des erreurs systématiques pour un sujet donné (tables anthropométriques, STA, ...) alors que d'autres erreurs de mesure sont des erreurs aléatoires dont il reste difficile de s'affranchir (motion capture, plateformes de force, ...). En ce sens, il convient d'être prudent sur les différentes conclusions que l'on peut extraire des données de dynamique en particulier dans l'explication du contrôle du mouvement chez l'homme.

Dans l'ensemble de nos travaux présentés ci-dessous, nos expérimentations ont été réalisées, sauf mention contraire, à l'aide un système de motion capture Vicon (Oxford Metrics, Oxford, UK) équipé de 12 caméras de la série S échantillonnée à 200Hz. Deux plateformes AMTI (AMTI Inc., Watertown, USA) de la gamme OR6 échantillonnées à 1000Hz permettent de mesurer le torseur des actions mécaniques appliquées sur le membre inférieur. Les données électromyographiques ont été obtenues à l'aide d'un système filaire Delsys DE 2.1 (Delsys inc.) de 16 voies. L'ergocycle utilisé est un ergocycle à friction électromagnétique (sans contacts) permettant un asservissement en puissance de 0 à 1000 Watts avec contrôle de la vitesse de pédalage (modèle excalibur sport, Lode, NL). Les pédales, les cintres et la selle destinés à la dynamique inverse corps complet sont instrumentées de capteurs 6 axes de la société Sensix (Poitiers, FR). Le tapis de course utilisé est un modèle PF 500 CX (PRO FORM, Villepreux, FR). Enfin, nous avons aussi utilisé un ergomètre isocinétique Biodex III (Shirley Corp., NY, USA) pour la détermination des couples articulaires maximaux.

Le traitement des données est réalisé à l'aide d'algorithmes spécifiques sur logiciel Matlab (R2015a, MathWorks, Natick, USA). Les données cinématiques ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth du 4^{ème} ordre avec une fréquence de coupure de 15Hz. Les données de plateforme de force et de capteurs 6 axes ont été filtrées à une fréquence de 10Hz. Les tables anthropométriques utilisées sont celles de de Leva (1996) ou Dumas et al. (2007) et les repères locaux de chaque segment sont ceux proposés par Wu et al. (2005, 2002). La méthode ScoRe a été systématiquement implémentée pour déterminer les centres de rotation de la hanche et de l'épaule. La dynamique inverse a été réalisée selon la méthode bottom-up en partant de l'articulation de la cheville pour le membre inférieur ou du poignet pour le membre supérieur.

Lors de leurs utilisations, les électrodes EMG ont été positionnés selon les recommandations SENIAM après avoir rasé et nettoyé la peau afin d'en minimiser l'impédance (Hermens et al., 1999). Les signaux électromyographiques ont été classiquement obtenus en utilisant un filtre Butterworth passe-bande du 4^{ème} ordre avec des fréquences de coupure comprises entre 20 et 400Hz puis les enveloppes de la valeur absolue du signal ont été extraites à l'aide d'un filtre passe bas Butterworth du 2^{ème} ordre avec une fréquence de coupure de 9Hz (Shiavi et al., 1998).

2.3.4 APPLICATION A L'ETUDE DU CYCLISME

Nos travaux sur le cyclisme ont débuté en 2004 lors du travail de DEA puis de thèse d'Eric Poirier en collaboration avec le Pr. M.C. Do, alors professeur à Toulouse. Nos travaux se sont orientés sur l'influence des paramètres biomécaniques et électro-physiologiques dans la transition de la posture classique vers la posture danseuse. Tous ces travaux prennent pour source des résultats présentés par Gonzalez and Hull (1989) concernant l'optimisation du réglage matériel d'un ergocycle. Par dynamique inverse, les auteurs ont déterminé un indice mécanique censé représenter la difficulté mécanique d'une tâche de pédalage. Les auteurs émettent l'hypothèse que plus ce paramètre est faible et plus la tâche sera réalisée de manière optimale. La fonction de coût ainsi minimisée, nommée Moment Cost Function (MCF) est ainsi définie :

$$MCF = \sum_{i=1}^N [M_{ki}^2 + M_{hi}^2]$$

Où, i est le nombre de données obtenues sur un tour de pédalage, M_k est le moment autour de l'axe transverse au genou et M_h le moment autour de l'axe transverse à la hanche. Les auteurs mettent ainsi en évidence (figure 2-39) qu'en fonction du réglage utilisé, le MCF varie et peut atteindre un minima pour une valeur donnée. La minimisation de ce MCF tend ainsi selon les auteurs à minimiser les couples au genou et à la hanche et ainsi, l'effort musculaire. Il devient donc préférable pour les cyclistes d'utiliser le réglage qui minimise le MCF.

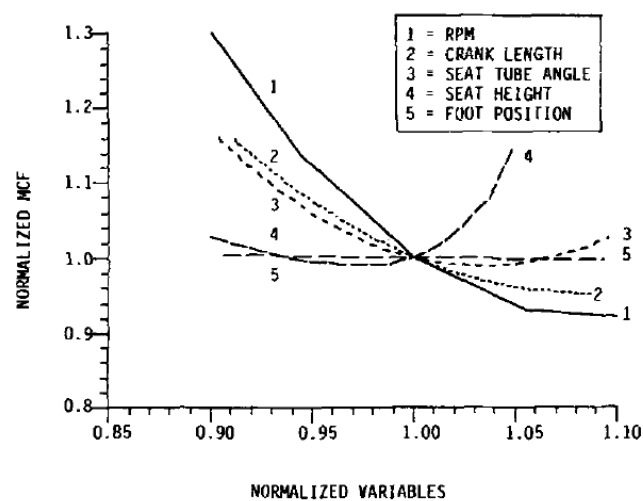


FIGURE 2-39 : MCF NORMALISE POUR PLUSIEURS REGLAGES PRESENTES PAR GONZALES ET HULL

Ainsi, notre première étude a consisté selon des hypothèses très proches à déterminer quels pouvaient être les indicateurs de la transition de la position assise vers la position danseuse. L'hypothèse étant qu'une optimisation d'origine mécanique est réalisée lors de cette transition. Cette minimisation de fonction de coût a été proposée souvent dans la littérature et pour de très nombreuses tâches motrices (voir par exemple Flash and Hogan, 1985). Son adaptation au cyclisme a depuis été souvent proposé (Marsh et al., 2000).

Ceci dit, lors du pédalage, on peut effectivement observer deux positions distinctes, la position assise (5 appuis) et la position danseuse (4 appuis). Dans la pratique, la position danseuse est généralement employée pour la propulsion à des niveaux de puissance élevée

($P > 80\%$ Puissance Maximale Aérobie, PMA). La posture danseuse semble ainsi privilégiée par les cyclistes pour un franchissement de côte ou pour une accélération brutale mais à ce stade, aucune étude n'a pu présenter l'intérêt de cette position. D'un point de vue physiologique, en effet, Millet et al. (2002) ont montré qu'il n'existait pas de différence significative de la dépense énergétique entre les 2 postures pour des puissances supérieures à 75% de la PMA. De même, et quelle que soit la puissance de pédalage, il semble que la fréquence cardiaque soit plus importante en danseuse qu'assis de l'ordre de 8% (Hughson et al., 1991; Ryschon and Stray-Gundersen, 1991). Lorsqu'un cycliste doit développer une grande puissance et que la vitesse de déplacement n'est pas un critère d'efficacité, la majorité des pratiquants utilisent la posture danseuse. Cependant, on voit que les résultats physiologiques ne permettent pas de conclusions claires concernant l'intérêt de l'utilisation de la posture danseuse.

Sachant que l'approche physiologique ne permet pas de répondre, nous avons développé une approche mécanique de la propulsion. En raison du mouvement étudié, notons que cette première étude a été réalisée en 2 dimensions dans le plan sagittal. La fréquence de pédalage a toujours été fixée à 90 tr/min. En effet, si le coût métabolique optimal semble être de 70 tr/min (Horowitz et al., 2008) la grande majorité des observations de fréquence spontanée ainsi que la quasi-intégralité des publications sont réalisées avec des fréquences de pédalage de 90tr/min (Patterson and Moreno, 1990).

Dans cette première approche conséquente, notre modèle (figure 2-40) comprend donc 3 segments : pied, jambe et cuisse et les couples à la cheville, au genou et à la hanche ont été déterminés par dynamique inverse. Les résultats concernant le membre inférieur droit sont présentés.

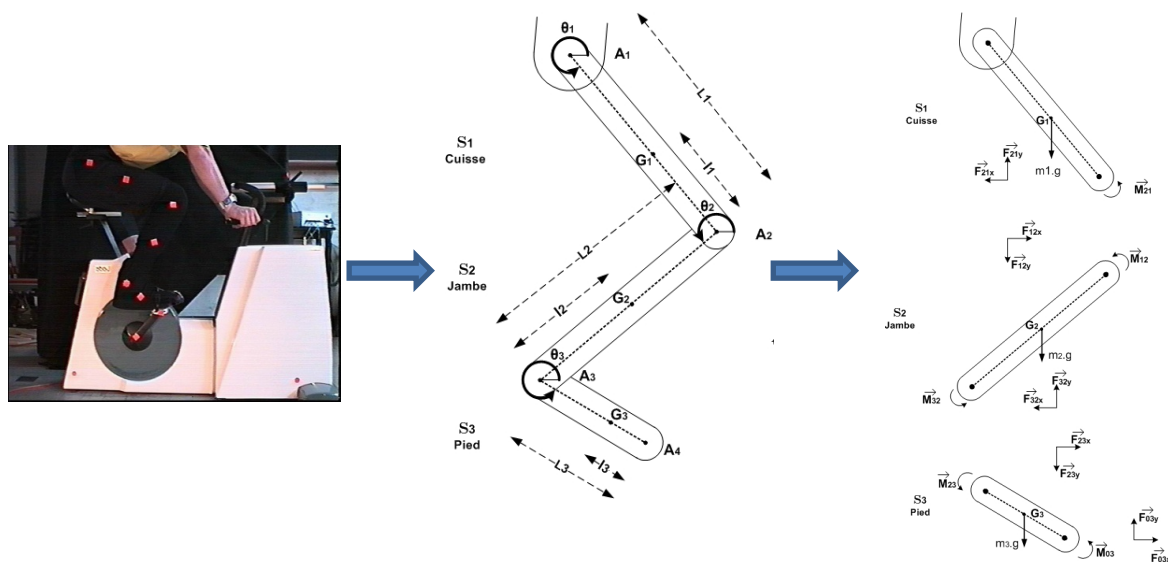
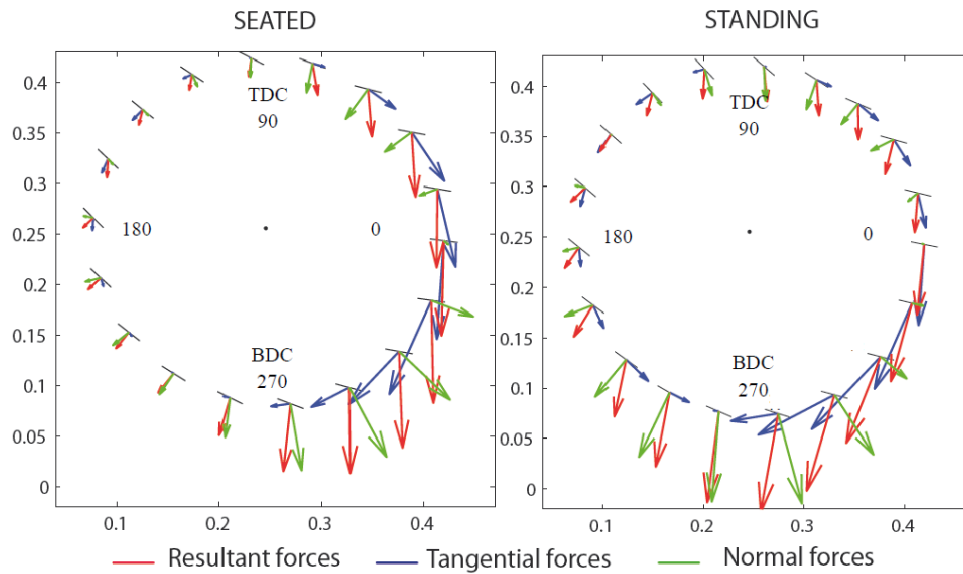


FIGURE 2-40: MODELE 2D DU MEMBRE INFÉRIEUR UTILISÉ POUR LA DÉTERMINATION DES COUPLES ARTICULAIRES

Dans un premier temps le protocole consiste à déterminer la puissance de transition spontanée des cyclistes en utilisant un test incrémental. La puissance initiale est de 25W et augmente de 25W toutes les 8s. Après une phase de repos, le cycliste répète le même protocole en conservant la position assise puis la position danseuse. Un exemple des patterns de force exercée sur la manivelle est présenté ci-dessous pour une puissance 150W dans les 2 positions. La résultante (R) est représentée en rouge, la force propulsive ou force

tangentielle (F_T) en bleu et la force inefficace ou force normale (F_N). On voit sur la figure ci-dessous que ces profils de force diffèrent. En particulier, la phase propulsive en danseuse arrive plus tardivement qu'en position assise et lors de la remontée du pied, on note une force contre-propulsive. Ces résultats amènent ainsi à des couples sur l'axe du pédalier ayant des profils significativement différents.



Il est intéressant de noter que l'index d'inefficacité du pédalage, rapport de la force normale sur la résultante (F_N/R) est toujours significativement plus faible en position assise. Assis, ce rapport diminue continuellement avec l'augmentation de puissance alors qu'en position danseuse, on observe une augmentation de l'inefficacité du pédalage jusqu'à 37% de la puissance maximale (figure 2-41). Ces résultats sont proches de ceux de la littérature mais ne permettent pas d'accorder un intérêt mécanique à la position en danseuse. De plus, selon Patterson and Moreno (1990) et Sanderson et al. (2000), cet index ne s'améliore pas avec l'expertise.

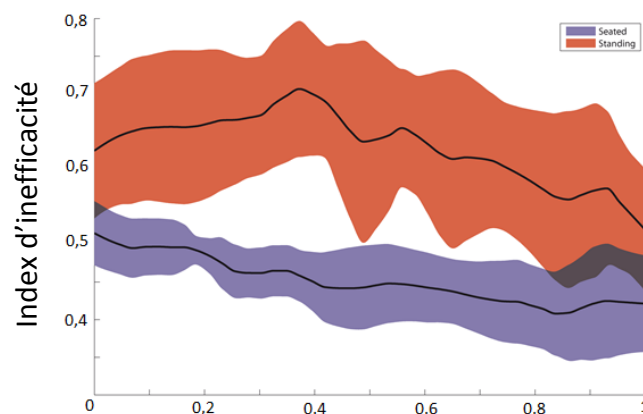


FIGURE 2-41 : INDEX D'INEFFICACITE DU PEDALAGE EN FONCTION DE LA PUISSANCE NORMALISEE A P_{MAX} . COMPARAISON DES POSITIONS ASSISE (BLEU) ET DANSEUSE (ROUGE)

Même s'il ne permet pas de justifier le choix d'une position, nos résultats ont aussi montré que plus la puissance augmente et plus la part de forces anti-propulsives lors de la

remontée de la pédale diminue. Ce résultat complète celui déjà obtenu par Ryschon and Stray-Gundersen (1991) qui avait démontré ce résultat dans le cas du pédalage assis.

A partir des forces mesurées sur la pédale, nous avons donc, à l'aide de la dynamique inverse, déterminé les couples au niveau de la cheville, du genou et de la hanche. Nous verrons plus en détail lors des études menées avec Antony Costes les variations de couple sur un cycle de pédalage. A ce stade, nos résultats ont cependant montré que lors d'un cycle de pédalage les couples maximaux sont fortement corrélés avec l'augmentation puissance. D'autre part si la hanche et la cheville travaillent quasi-exclusivement en extension lors du cycle, le genou, lui, est sollicité en extension lors de phase supérieure du cycle [180°; 350°] et en flexion lors de la phase basse du cycle. Ce résultat se retrouve tant en position assise qu'en position danseuse. De plus, si les couples maximaux sont significativement supérieurs en position danseuse pour le genou et la cheville, le résultat s'inverse pour la hanche. Ainsi, à la puissance maximale, on note, en danseuse, des couples maximaux à la hanche de 142Nm et de 166Nm en position assise. A ce stade, il est important de rappeler que le couple n'est pas représentatif seulement de l'effort musculaire en raison en particulier de la présence d'autres tissus passifs franchissant l'articulation (ligaments, capsules articulaires, ...). Le moment est calculé à partir de la résultante des actions simultanées des muscles agonistes et antagonistes de l'articulation considérée ce qui entraîne une sous-estimation des efforts musculaires (Winter, 2009). Lors de tâches de pédalage cependant, les études de Li and Caldwell (1998) et de Jorge and Hull (1986) ont néanmoins montré que les contractions des muscles antagonistes étaient peu présentes notamment à forte puissance tant en position assise qu'en position danseuse. Ce résultat tend ainsi à corréliser d'autant mieux les efforts musculaires agonistes avec le couple articulaire déterminé par dynamique inverse. On peut noter aussi l'absence de couple de flexion à la hanche et à la cheville. Ce résultat confirme que nos sujets utilisent peu l'effet de traction lors de la remontée de la pédale, ce qui est confirmé par les forces contre-productives que nous avons montré précédemment.

A partir de ces données de couple combinées avec la cinématique des segments, nous avons déterminé la puissance développée par chacune des articulations. Bien que le couple à la cheville soit important, ce sont les articulations du genou et de la hanche qui fournissent principalement la puissance. Ce résultat s'explique par la faible mobilité de la cheville et se retrouve chez tous les auteurs. Nos résultats montrent, de plus, que la puissance développée à chaque articulation augmente linéairement avec la puissance au pédalier. Seul, le genou déroge à cette règle (figure 2-42). En effet, si en position classique, la puissance développée au niveau du genou croît rapidement, elle reste constante en position danseuse. Ainsi, à forte puissance (>55% de P_{MAX}), il n'existe plus de différences significatives entre les deux positions. Au niveau de la hanche, on note aussi une augmentation de puissance plus rapide en position assise qu'en position danseuse. Ainsi, à partir de 85% de P_{MAX} , la puissance développée à la hanche devient supérieure en position assise.

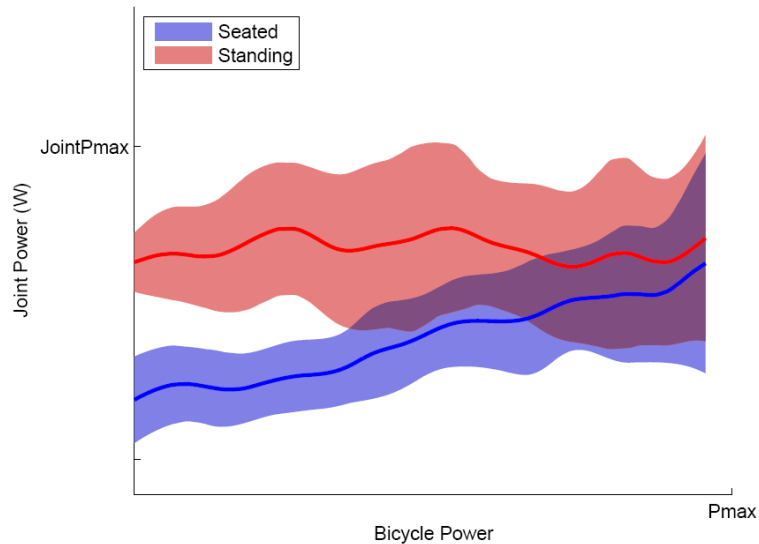


FIGURE 2-42 : PUISSANCE DEVELOPPEE AU GENOU EN POSITION ASSISE ET DANSEUSE NORMALISEE PAR RAPPORT A LA PUISSANCE DEVELOPPEE AU PEDALIER

Concernant le MCF, la figure 2-43 présente une estimation indirecte des forces musculaires produites à la hanche et au genou. Pour les faibles puissances, le MCF présente des valeurs plus faibles en position assise. Ce phénomène est vérifié jusqu'au 2/3 de la puissance maximale. A ce niveau, l'augmentation du MCF en position assise étant plus importante qu'en position danseuse, il n'y a plus de différence significative entre les deux modes de pédalage.

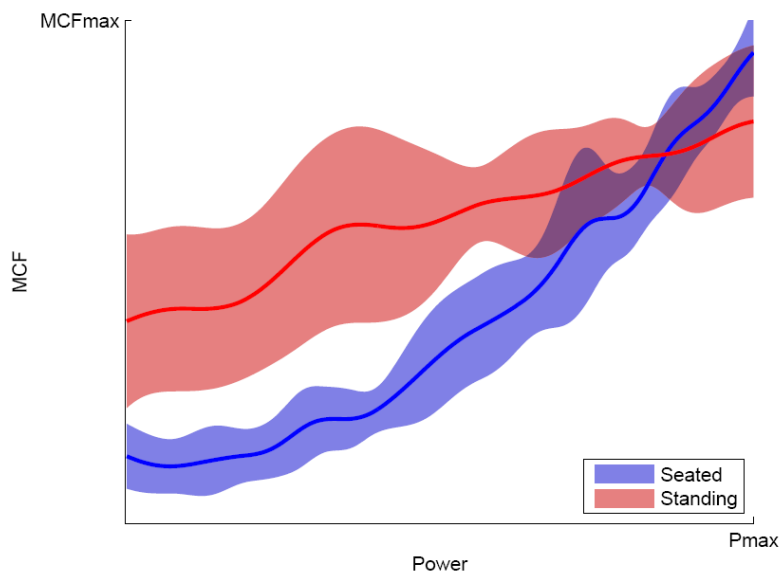


FIGURE 2-43: EVOLUTION DU MCF NORMALISEE EN POSTURE ASSISE ET DANSEUSE

A ce stade, nous pouvons ainsi affirmer qu'à partir de critères mécaniques et en accord avec les observations expérimentales, la position assise est privilégiée pour les puissances faibles [0 ; 65%] de P_{MAX} . Cependant, en position assise de nombreux paramètres mécaniques augmentent plus rapidement qu'en danseuse avec l'augmentation de la

puissance au pédalier. Pour les puissances fortes, plusieurs paramètres ne présentent plus de différences significatives entre les deux positions. A ce stade, nous ne pouvons donc pas expliquer la transition entre les deux postures. Notons aussi que ces résultats ont été corroborés par les données physiologiques que nous avons obtenues. En effet, l'analyse de la fréquence cardiaque des cyclistes dans notre étude montre que jusqu'à 67% de P_{MAX} , la fréquence cardiaque est significativement plus importante en danseuse puis ne présente plus de différences significatives pour les fortes puissances.

Afin d'avoir une vision plus complète de la commande motrice, nous avons réalisé lors de cette étude une analyse EMG concernant les principaux muscles moteurs du pédalage (Jorge and Hull, 1986). Dans cette étude, l'activité de 4 d'entre eux a été mesurée à savoir : le *Rectus Femoris* (RF), le *Vastus Medialis* (VM), le *Biceps Femoris* (BF) et le *Soleus* (Sol). L'activité de ces quatre muscles a été mesurée lors de notre première expérience de détermination de la puissance de transition spontanée.

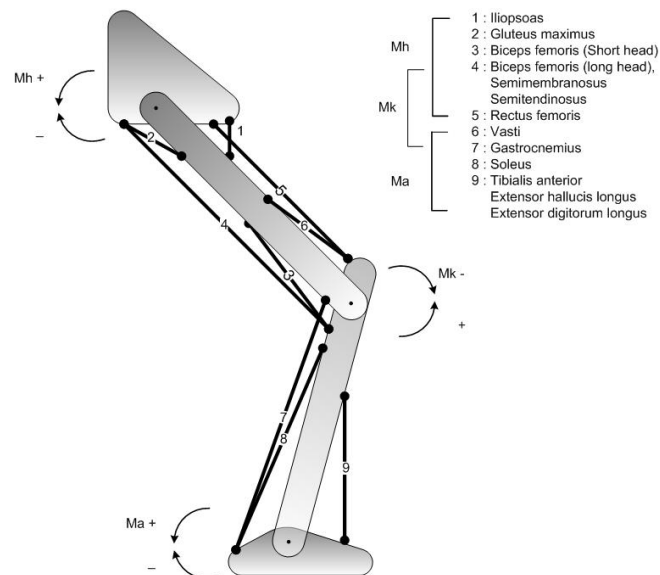


FIGURE 2-44 : LES PRINCIPAUX MUSCLES DU PEDALAGE SELON JORGE & HULL (1986)

On rappelle, à ce stade, que le signal EMG ne peut pas être ramené simplement à une force musculaire. En effet, si la littérature semble converger pour affirmer qu'en condition isométrique il y a un lien entre le signal et la force musculaire, ce résultat ne peut pas être généralisé aux cas dynamiques. En ce sens, le signal EMG agit principalement comme signal binaire : le muscle est ou non activé. Un indice d'utilisation du muscle ne peut donc être que la durée d'activation. Les résultats obtenus montrent que la durée d'activité de 3 des 4 muscles de notre étude (RF, VM, Sol) était plus faible en position assise que danseuse. Seul le BF montre une diminution significative d'activité lors de la transition en danseuse (figure 2-45). Dans cette figure, les cercles concentriques correspondent aux différents paliers de puissance et la représentation se fait en coordonnées polaires représentant la position de la manivelle. Plus on s'éloigne du centre et plus la puissance augmente vers P_{MAX} . En rouge, le cercle indique la puissance de transition spontanée. En bleu, on a noté la période d'activation du muscle lors du cycle de pédalage. Autre enseignement, on note que la durée d'activation des muscles n'est pas corrélée avec la puissance pour une position donnée.

L'activation commence et se termine ainsi pour des positions presque identiques de la manivelle à chaque tour et quelle que soit la puissance.

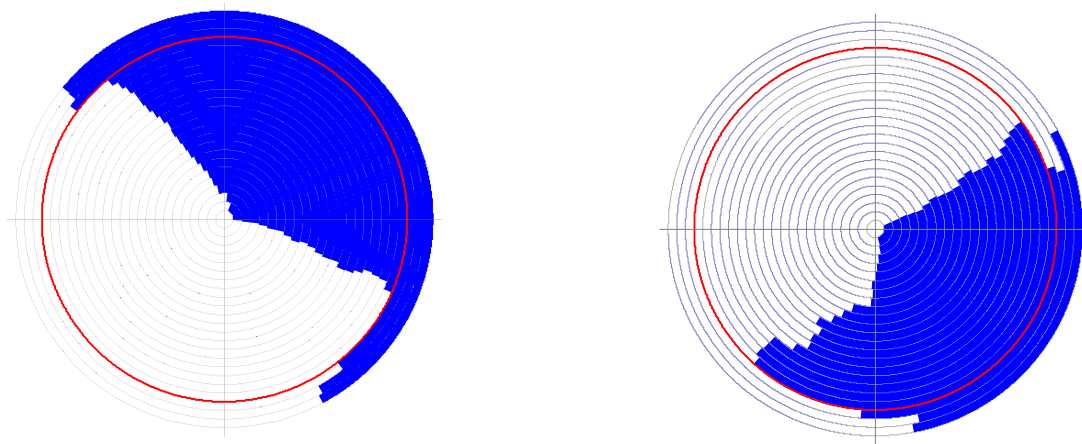


FIGURE 2-45: PATTERN D'ACTIVATION DES MUSCLES RF (DROITE) ET BF (GAUCHE) AU COURS D'UN CYCLE DE PEDALAGE EN FONCTION DE LA POSITION DE LA MANIVELLE (VOIR TEXTE)

Ces travaux ont immédiatement été poursuivis avec les travaux de thèse d'Antony Costes. En effet, à ce stade nos investigations n'ont pas permis de déterminer avec certitude les raisons de la transition. Il semble que l'augmentation de puissance nécessite un ajustement postural pour diminuer les contraintes du système musculo-squelettique. Cet ajustement postural n'est cependant pas possible progressivement en position assise ou les contraintes de contact restreignent les ajustements posturaux. Pour réduire ces contraintes, la transition se fait de manière brutale entre des positions très différentes les unes des autres.

Au vu des résultats obtenus précédemment, nous nous sommes intéressés, tout d'abord, aux capacités développées lors d'une tâche de pédalage à puissance maximale en position assise uniquement en les comparant aux capacités maximales de chaque articulation. Avec ce travail nous avons voulu savoir si lors d'une tâche poly-articulée (pédalage) à puissance maximale chaque articulation utilisait ses capacités maximales. Nous avons alors développé un protocole spécifique permettant de déterminer la puissance maximale des 9 cyclistes triathlètes de l'étude. Pour cela, nous avons adapté le protocole développé par (Vandewalle et al., 1987). Il s'agissait pour les cyclistes d'effectuer 6 séquences de pédalage le plus rapide possible contre six résistances différentes dans un ordre aléatoire. Nos résultats ont montré que la vitesse maximale de pédalage décroît linéairement avec la résistance appliquée. La puissance développée, elle, présente une allure parabolique en fonction de la cadence. Plus précisément, les résultats de ce test sont présentés figure 2-46 et montrent qu'en moyenne la puissance maximale (P_{MAX}) a été de $597(\pm 110)W$ pour une cadence de $108(\pm 9)tr/min$ correspondant à un couple de $53,1(\pm 10)Nm$.

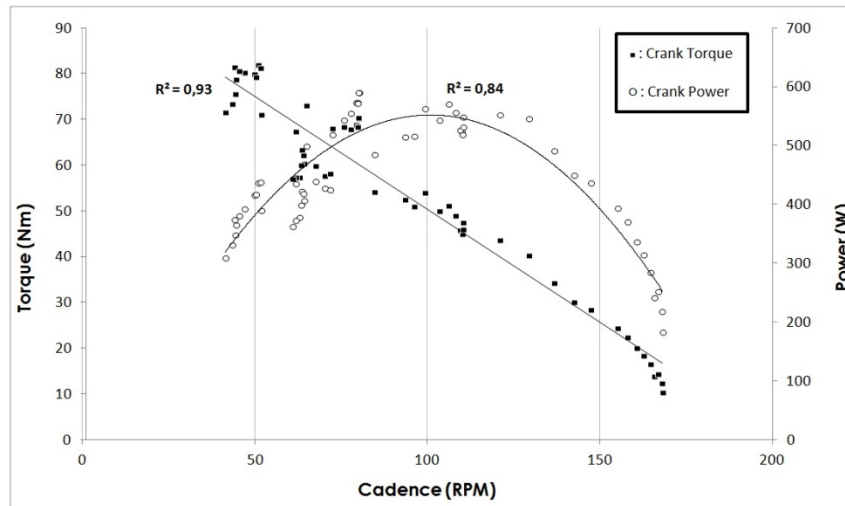
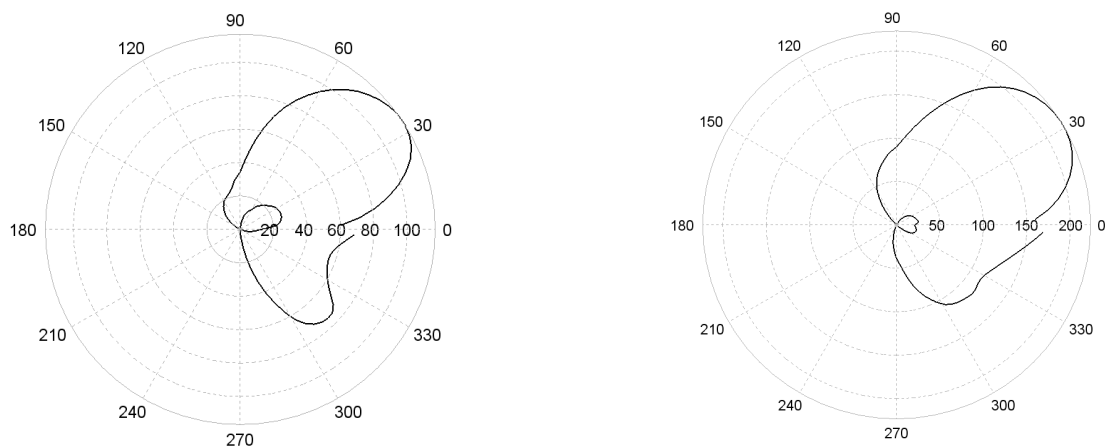


FIGURE 2-46 : COUPLE ET PUISSANCE DEVELOPPEE EN FONCTION DE LA VITESSE DE PEDALAGE

A posteriori, après avoir déterminé la séquence ayant développé le plus de puissance, nous avons déterminé par dynamique inverse les couples articulaires dans le plan sagittal à P_{MAX} . Nous présentons sur la figure 2-47 les patterns de couple pour un cycle de pédalage à puissance maximale à la hanche, au genou et à la cheville en représentation polaire par rapport à la position de la manivelle. Dans cette étude, les cyclistes professionnels ont utilisé le système de cale-pieds pour exercer des efforts de traction lors de la remontée de la pédale comme en atteste les changements de signe des couples aux 3 articulations. Sur cette base, on peut affirmer que l'expertise joue ainsi un rôle sur l'activité musculaire des différentes articulations. On peut noter aussi ici les allures très particulières de chacun des couples articulaires. Cette remarque prendra tout son sens lors de la présentation de mes projets au sein du groupe Gepetto: la génération de trajectoires des systèmes anthropomorphes nécessite des actionneurs puissants et fiables pour reproduire des comportements proches de l'homme. Les couples maximaux enregistrés sont présentés dans le tableau 2-4. On note alors l'importance du couple maximal développé au niveau de l'articulation du genou deux fois supérieur à celui de la hanche et presque 3 fois supérieur à celui de la cheville.



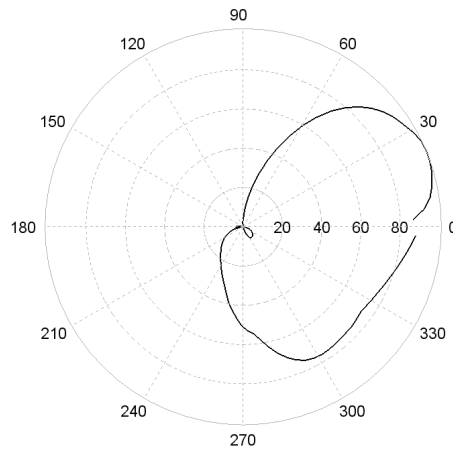


FIGURE 2-47 : PATTERN DE COUPLE DEVELOPPE A LA HANCHE, AU GENOU ET A LA CHEVILLE (Nm) LORS D'UNE TACHE DE PEDALAGE A PUISSANCE MAXIMALE

	Cheville	Genou	Hanche
	<i>Moment maximum (Nm)</i>	<i>Moment maximum (Nm)</i>	<i>Moment maximum (Nm)</i>
Flexion	11.9±6.1	43.5±18	32.4±8.8
Extension	74.1±17.2	187±45.1	95.5±28.8

TABLEAU 2-4 : VALEURS MAXIMALES DES COUPLES EN FLEXION ET EXTENSION AUX DIFFERENTES ARTICULATIONS LORS D'UNE TACHE DE PEDALAGE A PUISSANCE MAXIMALE

Une semaine après ce test sur ergocycle, nous avons procédé à une quantification du couple maximal sur ergomètre isocinétique en flexion et en extension sur chacune des articulations. La mesure du couple maximal a été faite à une vitesse de 20°/sec afin de se rapprocher des conditions isométriques (voir figure 2-22 ci-dessus). Le rapport des couples maximums obtenus lors du pédalage et lors du test sur ergomètre isocinétique sont présentés sur la figure 2-48. On note tout d'abord que les capacités d'extension sont mieux utilisées, en particulier au niveau du genou et de la cheville, que les capacités de flexion. Plus étonnamment, les ratios en extension à la cheville (128%) et au genou (102%) sont supérieurs aux résultats attendus. En effet, on aurait dû s'attendre à des résultats différents dans la mesure où les vitesses de rotation des articulations lors du pédalage sont importantes et devraient donc amener à des couples inférieurs au couple maximal isométrique. Même si ce résultat peut être lié aux biais méthodologiques liés au processus de dynamique inverse, une explication est peut être liée au fait que dans des tâches poly-articulés les couples peuvent être supérieurs à ceux mesurés sur articulation isolée comme c'est le cas sur un ergomètre isocinétique selon Hahn et al. (2014). Ce résultat pourrait être lié à la présence de muscles bi-articulaires parmi les muscles moteurs. Une autre difficulté est de correctement quantifier les couples maximums sur ergomètre isocinétique ce qui reste une opération complexe en raison de la difficulté à aligner les axes articulaires avec l'axe de rotation de l'ergomètre. Enfin, autre enseignement, nous avons montré ici que l'articulation de la hanche est largement sous-utilisée dans une tâche de pédalage à puissance maximale. C'est là une piste possible d'amélioration de la performance.

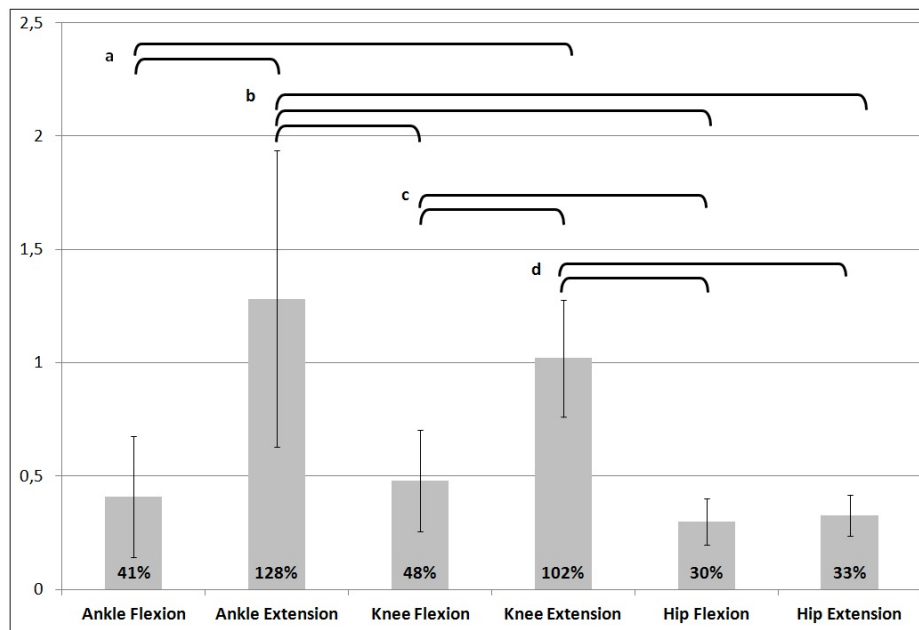


FIGURE 2-48 : RATIOS COUPLE MAXIMUM SUR ERGOCYCLE / COUPLE MAXIMUM SUR ERGOMETRE.
(LES DIFFERENCES SIGNIFICATIVES ENTRE LES RATIOS SONT INDIQUEES PAR LES LETTRES A,B,C ET D)

Plus récemment encore, nous avons réalisé une étude sur une tâche de pédalage incluant cette fois des capteurs 6 axes Sensix au niveau du cintre et de la selle qui nous a permis de mettre en place le processus de dynamique inverse tant au niveau des membres inférieurs que des membres supérieurs. Cette étude a par ailleurs été menée ici en 3 dimensions. La cinématique tridimensionnelle ainsi que les couples articulaires autour des 3 axes ont ainsi été quantifiés dans toute cette étude.

De nouveau l'étude s'est faite tant sur la position assise que sur la position danseuse. Les résultats que nous avons pu obtenir grâce à cette étude ayant chacun fait l'objet d'une publication soumise ou déjà acceptée se scinde en 4 axes principaux :

- validation du processus de calcul de dynamique inverse,
- nouveau critère de transition assis/danseuse basée sur la mesure des efforts à la selle,
- détermination des couples et des puissances développés par les membres supérieurs,
- généralisation du critère MCF au cas tridimensionnel, corrélation avec l'activité électromyographique et établissement d'un nouveau critère de transition.

Pour se rapprocher des protocoles déjà existant concernant la puissance de transition spontanée assis/danseuse, nous avons pour cette étude utilisé un protocole basé sur un asservissement en couple de l'ergocycle. Après échauffement, le cycliste conserve une cadence de 90tr/min et la puissance demandée croit de 25W par minute en alternant des phases de pédalage de 25s avec résistance suivi de phases de repos de 40s. La puissance de transition spontanée est obtenue dès lors qu'aucune action mécanique n'est enregistrée sur la selle. Par la suite, 10 cycles de pédalage stabilisé à 90tr/mn ont été analysés en position assise et danseuse à des puissances établies à 20, 40, 60, 80, 100 et 120% de la puissance de transition spontanée. Cette étude a été menée sur 17 cyclistes novices et une représentation schématique du protocole est présentée figure 2-49. La puissance de transition spontanée

est ici de $562 \pm 94 \text{ W}$ ce qui amène à des paliers de puissance de $112 \pm 19 \text{ W}$, $225 \pm 38 \text{ W}$, $337 \pm 56 \text{ W}$, $450 \pm 75 \text{ W}$, $562 \pm 94 \text{ W}$ et $675 \pm 113 \text{ W}$.

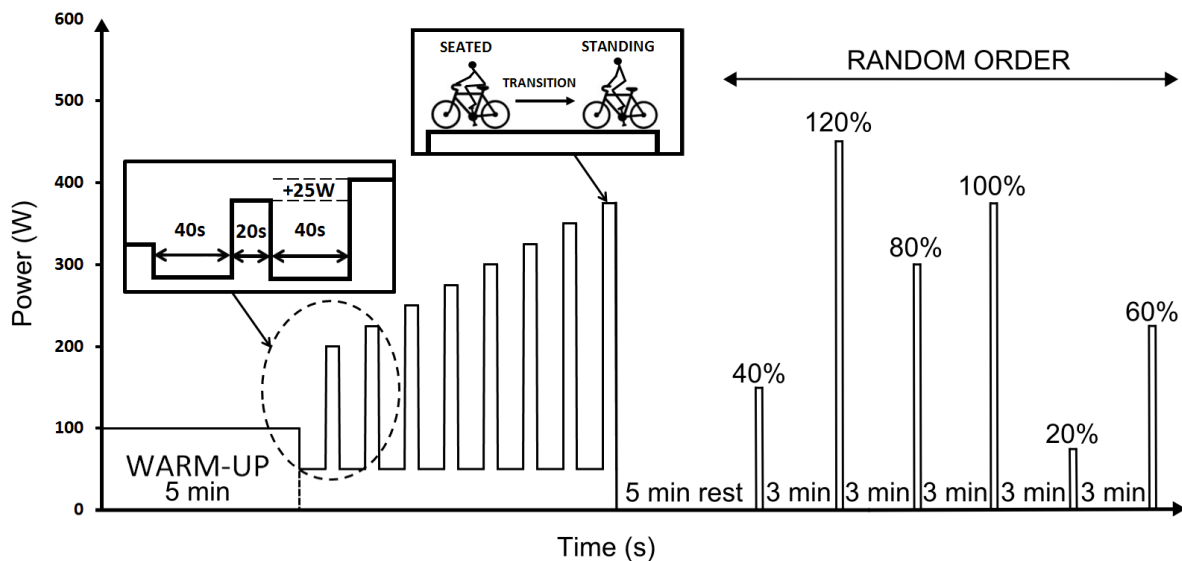


FIGURE 2-49 : METHODE UTILISEE POUR L'ETUDE DE LA TRANSITION ET REPRESENTATION DES NIVEAUX DE PUISSANCE ETUDIEE

Pour la première étude, il est important de visualiser la redondance d'information afin de valider l'ensemble du processus de dynamique inverse. Ainsi, on a représenté sur la figure 2-50 l'ensemble des capteurs embarqués sur l'ergocycle. Ces capteurs nous ont permis par dynamique inverse de calculer les efforts à la hanche et à l'épaule. La force appliquée par le tronc sur la selle est directement mesurée et le poids du segment est déterminé à partir des tables anthropométriques de de Leva (1996). Nous avons ainsi l'ensemble des forces extérieures appliquées sur le tronc. De plus, en utilisant les informations cinématiques données par le système de motion capture, nous avons pu déterminer la résultante dynamique du segment : $m \cdot \vec{a}_{tronc/R_0}^G$. Cette première étude a donc été réalisée pour la seule position assise.

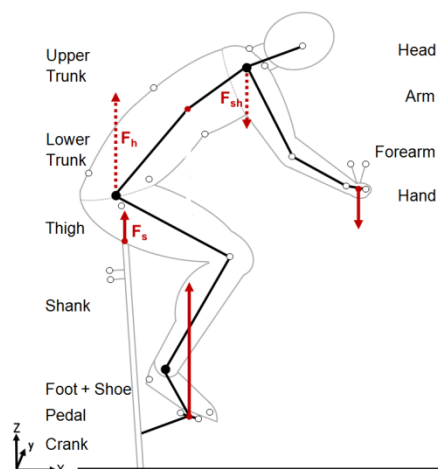


FIGURE 2-50 : ILLUSTRATION DU POSITIONNEMENT DES CAPTEURS DE QUANTIFICATION DES ACTIONS MECANQUES SUR L'ERGOCYCLE

La comparaison de la résultante dynamique avec la somme des forces extérieures pour un cycle de pédalage montre une excellente corrélation. Pour des raisons pratiques, on a ici représenté (figure 2-51 à gauche) pour l'ensemble des participants à la puissance de 20% sur un cycle complet, d'une part la force à la selle (F_s) et d'autre part, la résultante dynamique minorée des forces aux hanches, aux épaules et du poids ($m_t a_t - W_t - F_h - F_{sh}$). Seules les composantes verticales sont ici représentées. La valeur minimale au cours du cycle de chacun de ces paramètres a ensuite été extraite pour chaque pourcentage de puissance. Les résultats (figure 2-51 à droite) montrent que chacun de ces paramètres varie de manière affine par rapport à la puissance. On retrouve ici de nouveau pour toutes les puissances une excellente corrélation ($p < .001$) entre la somme des forces et la résultante dynamique, validant ainsi tout le processus de dynamique et en particulier la détermination des efforts aux épaules et aux hanches.

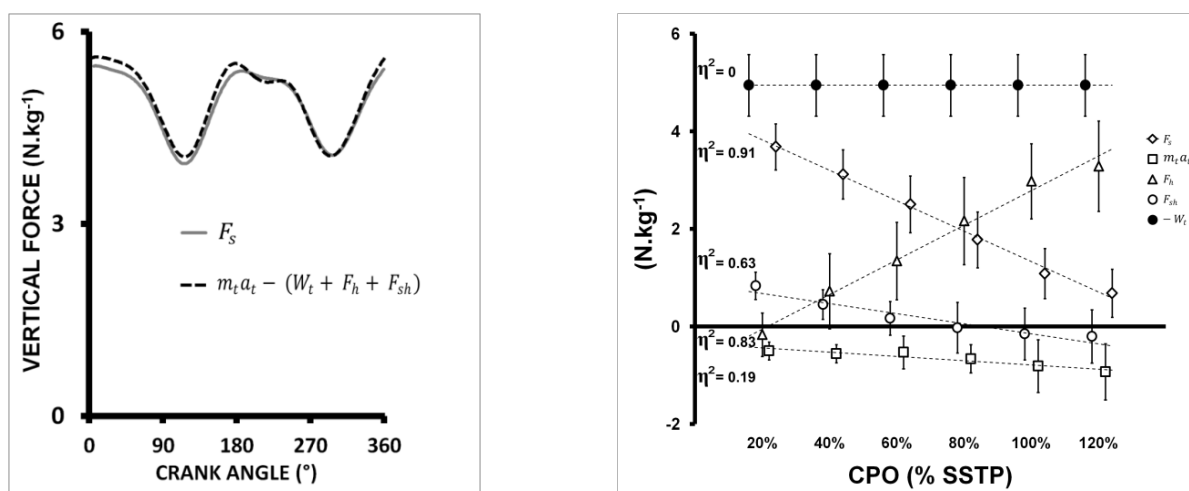


FIGURE 2-51: VALIDATION DU PROCESSUS DE DYNAMIQUE INVERSE SUR LE TRONC LORS D'UNE TACHE DE PEDALAGE

Cette dernière figure est intéressante à double titre car elle nous a ainsi permis de faire émerger un nouveau critère de transition. Cette fois-ci, la transition ne serait plus uniquement une optimisation mais aussi une nécessité mécanique. En effet, la force de réaction verticale à la selle diminue linéairement avec la puissance. Elle passe ainsi de $5,3 \text{ N.kg}^{-1}$ en position statique à $0,68 \text{ N.kg}^{-1}$ pour 120% de la puissance de transition spontanée. Soit une diminution de 87,4%. Précisément, c'est pour l'ensemble des sujets aux alentours de 1 N.kg^{-1} que s'effectue la transition. Cette décroissance de la force à la selle s'explique aisément par l'augmentation de la poussée nécessaire sur les pédales pour faire face à l'augmentation de puissance. Notre hypothèse est qu'avec ce faible niveau de force, le tronc est de moins en moins reposé sur la selle. La position devenant instable, le cycliste a tendance à se lever. Cette décroissance de force tend, cependant, à être retardée par les cyclistes tout d'abord en tirant sur les pédales lors de la remontée de celles-ci. Dans un deuxième temps, on observe une plus grande accélération du tronc et donc une plus grande résultante dynamique pour limiter la diminution de force à la selle. Enfin, on note aussi une augmentation des efforts aux épaules de manière à plaquer le tronc sur la selle lors de l'augmentation de la puissance. Cependant, toutes ces stratégies, sont musculairement et métaboliquement coûteuses (Edwards et al., 2009; Korff et al., 2007; McDaniel et al., 2005). Malgré tout le MCF, lui aussi, reste toujours moins coûteux en position assise qu'en position danseuse jusqu'à la zone de transition comme on le verra ultérieurement. Dans tous les cas,

afin de confirmer notre hypothèse concernant le niveau de force comme paramètre pertinent de la transition nous envisageons dorénavant dans une expérience à venir de rajouter ou inversement d'alléger le tronc de nos sujets par un système de poids et de poulies afin de relever ou d'abaisser artificiellement la force sur la selle et confirmer ainsi que la transition s'effectue toujours pour un seuil de 1N.kg^{-1} . Dans cette optique, la puissance de transition spontanée devrait alors être décalée vers des puissances supérieures en cas d'augmentation du poids du tronc et inversement en cas d'allègement du poids.

Autre nouveauté dans le cadre de cette étude, nous avons largement investigué la dynamique des membres supérieurs. En effet, aucune étude de la littérature ne s'est intéressée aux efforts développés par les membres supérieurs tant en position assise que danseuse. Plusieurs questions demeurent pourtant sans réponses quant à cette dynamique. En particulier, y a-t-il une augmentation de l'activité des membres supérieurs avec l'augmentation de puissance ? La puissance développée par le membre supérieur, sert-elle seulement à stabiliser le tronc ou peut-elle être transmise via la chaîne poly-articulé aux membres inférieurs ? Les résultats que nous avons obtenus concernent les couples (exemple figure 2-52) articulaires tridimensionnels au poignet, au coude et à l'épaule ainsi que les puissances développées par chacune de ces articulations tant en position assise que danseuse. Globalement, nos résultats montrent que parmi l'ensemble des paramètres mécaniques étudiés, 47 sur 60 augmentent significativement avec la puissance et 56 paramètres sur 60 sont supérieurs en position danseuse. Plus en détail, les résultats montrent que les couples aux poignets sont moins sensibles aux augmentations de puissance que les autres articulations. Concernant les valeurs maximales, on obtient $0,27$; $0,19$ et $0,08\text{Nm/kg}$ à l'épaule, au coude et au poignet en position danseuse et $0,07$; $0,09$ et $0,07\text{Nm/kg}$ en position assise. Ces résultats restent très en deçà des couples isométriques maximums reportés dans la littérature (Holzbaur et al., 2007) avec par exemple $93,7 \pm 11,3\text{Nm}$ pour le couple d'adduction de l'épaule, $79,5\text{Nm}$ pour le couple de flexion du coude ou encore $25,6\text{Nm}$ pour la flexion du poignet. Sur cette base, on peut considérer que les contraintes sont relativement faibles au regard des capacités humaines dans les membres supérieurs lors d'une tâche de pédalage à puissance maximale.

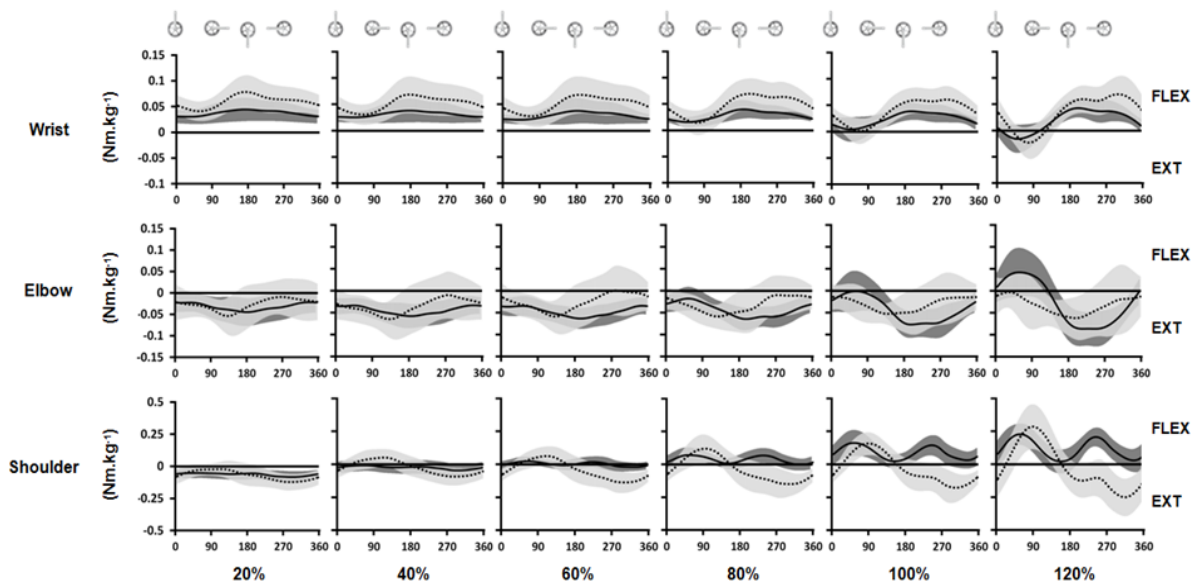


FIGURE 2-52 : COUPLE ARTICULAIRE AU POIGNET, AU COUDE ET A L'ÉPAULE AUTOUR DE L'AXE TRANSVERSE POUR DIFFÉRENTS NIVEAUX DE PUISSANCE

Sur la figure 2-53, nous avons représenté le travail réalisé par l'ensemble des membres supérieurs sur un cycle de pédalage selon différents niveaux de puissance. Ce travail a été calculé ici selon 3 modalités. D'abord la somme des travaux de chaque articulation, puis, dans un second temps, nous avons normalisé ces travaux par rapport au travail fourni au pédalier et enfin, nous avons obtenu le travail en intégrant la valeur absolue de la puissance. En effet, les phases excentriques sont généralement reconnues comme "couteuses" dans la littérature et c'est ainsi généralement la valeur absolue des puissance qui est étudiée (Leboeuf and Lacouture, 2008).

Les résultats montrent que le travail effectué par les membres supérieurs reste peu affecté par le niveau de puissance en position assise alors que l'augmentation est plus notable en position danseuse. Autre élément notable, on voit que quelle que soit la position, la puissance totale développée par les membres supérieurs ne dépasse pas 2% de la puissance au pédalier. En ce sens, on peut considérer comme négligeable la part de puissance transférée. In fine, d'après nos résultats, les couples augmentent alors que les niveaux de puissance développés restent relativement stables. Les efforts développés par les membres supérieurs servent ainsi avant tout à immobiliser le tronc à haut de niveau de puissance. Celui-ci est en effet soumis à des couples à la hanche de plus en plus élevés avec le niveau de puissance. Ces couples ont ainsi tendance à faire osciller le tronc principalement autour de l'axe transverse. Les membres supérieurs ont alors un rôle stabilisateur.

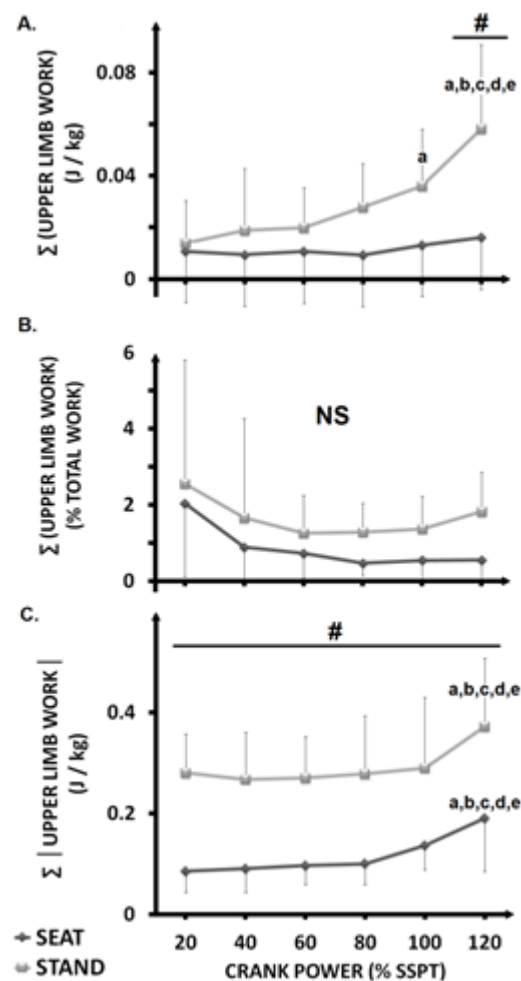


FIGURE 2-53 : TRAVAIL DEVELOPPE PAR LES MEMBRES SUPERIEURS

Enfin, dans une dernière étude, nous avons voulu généraliser le MCF au cas tridimensionnel, en rajoutant l'articulation de la cheville et en prenant pour chaque articulation la norme 2 du couple articulaire sur l'ensemble du cycle. Le MCF devient ainsi :

$$\text{MCF} = M_A + M_k + M_h$$

Où M_A est la norme 2 du couple à la cheville, M_k au genou et M_h à la hanche. Nous avons aussi voulu comparer ce coût mécanique à un coût EMG. Pour cela, nous avons enregistré l'activité électromyographique de 9 muscles du membre inférieur : *tibialis anterior* (TA), *soleus* (SOL), *gastrocnemius lateralis* (GL), *vastus lateralis* (VL), *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *biceps femoris* (BF), *semitendinosus* (ST) et *gluteus maximus* (Gmax). L'activité EMG a été intégrée sur chaque muscle pour un cycle complet. L'activité de l'ensemble des muscles a ensuite été additionnée pour aboutir à un nouveau critère nommé Electromyographic Cost Function (ECF) :

$$\text{ECF} = \text{EMG}_{\text{TA}} + \text{EMG}_{\text{SOL}} + \text{EMG}_{\text{GM}} + \text{EMG}_{\text{VM}} + \text{EMG}_{\text{VL}} + \text{EMG}_{\text{RF}} + \text{EMG}_{\text{ST}} + \text{EMG}_{\text{BF}} + \text{EMG}_{\text{Gmax}}$$

Notre premier résultat ici concerne l'excellente corrélation entre le MCF et l'ECF dans les 2 positions de pédalage (figure 2-54). Ce résultat est important dans le sens où les deux paramètres peuvent indépendamment être considérés comme des indicateurs fiables de l'activité musculaire des membres inférieurs. Il est pourtant souvent rapporté dans la littérature que tant les couples que l'activité EMG sont insuffisamment corrélés avec l'activité musculaire. Pour l'EMG, le lien n'a pu être montré qu'en conditions isométriques. Pour les couples, il est généralement admis qu'il est le résultat de l'activité musculaire et de l'ensemble des tissus passifs franchissant l'articulation (voir aussi 2.3.3 ci-dessus). Les résultats obtenus ici tendraient à montrer que ces 2 critères (MCF et ECF) sont donc directement liés à l'activité musculaire globale du membre inférieur.

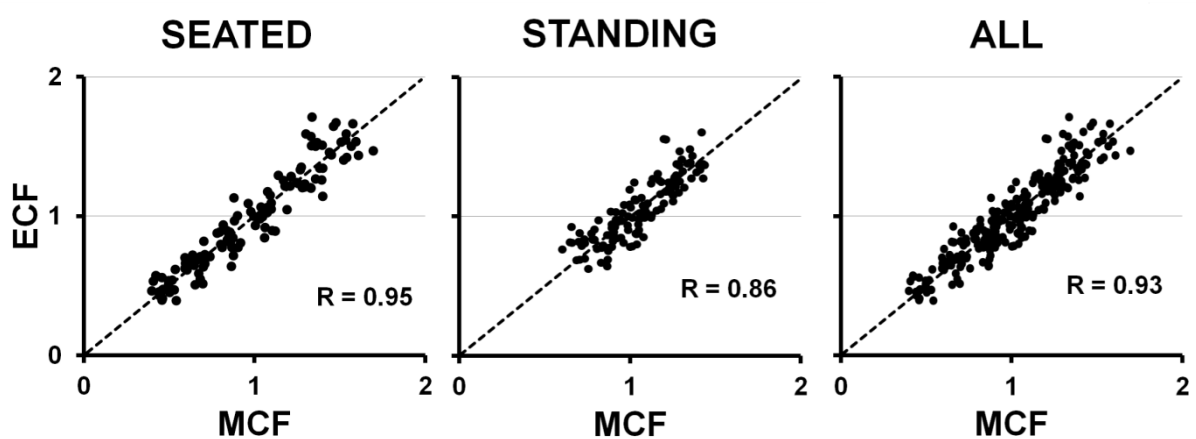


FIGURE 2-54 : CORRELATION ENTRE MCF ET ECF

Aussi, le MCF et l'ECF présentent tous deux une excellente corrélation avec la puissance développée au pédalier (figure 2-55) tant en position assise que danseuse ($r=0,98$; $0,89$; $0,96$ et $0,89$ respectivement). De nouveau, on observe aussi que le MCF et l'ECF en position assise restent inférieurs au MCF et à l'ECF en position danseuse pour les faibles puissances. Inversement, ces critères deviennent inférieurs en position danseuse pour des puissances importantes de l'ordre de la puissance de transition spontanée. Sur cette base, on peut affirmer à l'aide de ces fonctions de coût, qu'il est optimal de pédaler assis aux faibles puissances et en danseuse aux fortes puissances. Ces critères pourraient être généralisés et

adaptés afin de trouver les réglages géométriques optimaux adaptés à chaque cycliste. Selon la littérature, ces critères mécanique et électrophysiologique semblent plus adaptés que les critères métaboliques. En effet, d'un point de vue métabolique, s'il est moins coûteux de pédaler en position assise aux faibles puissances, aucun élément ne permet de justifier la position, danseuse aux fortes puissances (Ryschon and Stray-Gundersen, 1991; Tanaka et al., 1996).

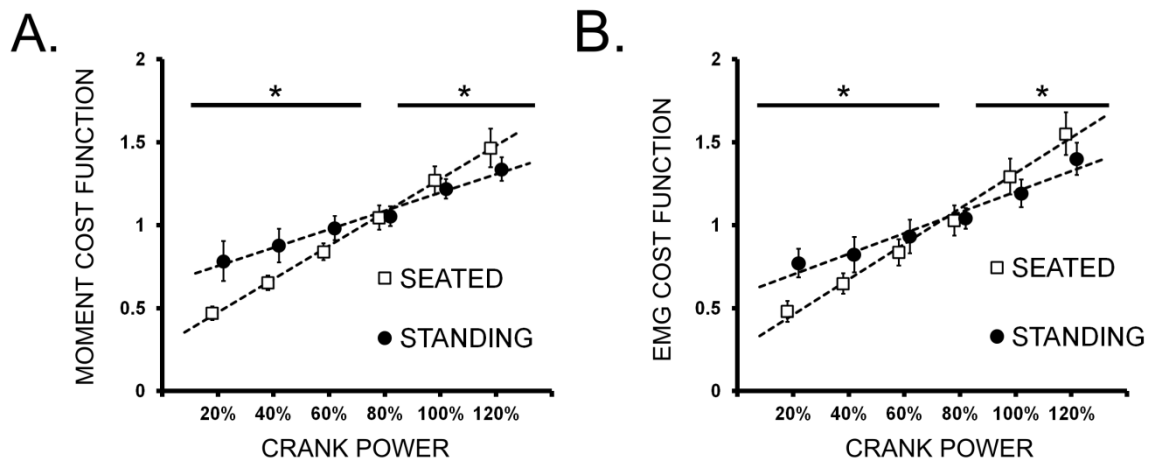


FIGURE 2-55 : MCF ET EFC EN FONCTION DE LA PUISSANCE DE TRANSITION SPONTANEE

Pour conclure, l'ensemble de ces études sur ergocycle nous a permis de comprendre la mécanique complexe du pédalage et de nous sensibiliser aux calculs de fonctions de coût et d'optimisation. Ces compétences acquises seront la base de nos perspectives de recherche au sein du groupe Gepetto (voir paragraphe 2.4 ci-dessous).

L'ensemble de ces travaux concernant la mécanique du pédalage a été publié et présenté :

E. POIRIER, M.C. DO, B. WATIER: An alternative method to calculate forces applied on a cyclist pedal. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10S, pp171-172, 2007

E. POIRIER, B. WATIER: Le passage de la posture classique à la posture danseuse par le cycliste répond-il à une recherche de minimisation de l'effort musculaire. *Science & sports*, 22, pp190-195, 2007

B. WATIER, D. VILLEGGER, P. MORETTO, A. COSTES : Transferability between isolated joint torques and a maximum polyarticular task: a descriptive study. *Journal of Human Kinetics*, 2015. In press

E. POIRIER, B. WATIER : Transition from "traditional" to "dancer" position in cycling allows joint moment's minimization. 14ème congrès de l'ACAPS, 28-30 octobre 2009, Rennes, France

E. POIRIER, M.C. DO, B. WATIER : Une origine musculaire à la transition de la posture classique vers la posture danseuse chez le cycliste. 14ème congrès de l'ACAPS, 28-30 octobre 2009, Rennes, France

B. WATIER, A. COSTES : An inverse dynamic study suggests that cyclists marginally use hip joint torque at maximal power. Congrès de l'International Society of Biomechanics (ISB). 4-9 Aout 2013, Natal, Brésil

A. COSTES, N.A. TURPIN, D. VILLEGGER, P. MORETTO, B. WATIER : Increasing power output and movement optimization in cycling: insights from a fully instrumented ergometer. International Conference on Biomechanics in Sports. 29 June - 3 July 2015, Poitiers, France

Tous ces résultats étant récents, plusieurs études ont été soumises et sont en cours de révision :

A. COSTES, N.A. TURPIN, D. VILLEGGER, P. MORETTO, B. WATIER : Influence of position and power output on upper limb kinetics in cycling. J. of Applied Biomechanics (manuscript JAB.2014-0295). En révision, 2015.

A. COSTES, N.A. TURPIN, D. VILLEGGER, P. MORETTO, B. WATIER : A reduction of the saddle vertical force is triggering the sit-to-stand transition in cycling. J. of Biomechanics (manuscript BM-D-15-00077). En revision, 2015

A. COSTES, N.A. TURPIN, D. VILLEGGER, P. MORETTO, B. WATIER : Minimization of cost functions is associated with the sit-stand transition in cycling. J. of Biomechanics (manuscript BM-D-15-00712). En revision, 2015.

2.3.5 ETUDE ADIMENSIONNELLE DE LA MARCHE ET DE LA COURSE

Bien que la littérature soit importante sur la marche et la course, la variabilité des données présentées reste très importante (Cooper et al., 2015; Guidetti et al., 1996; König et al., 2014). Cette étude largement mis en place dans le cadre de la thèse de David Villegger a eu pour objectif de développer des protocoles d'analyse de la marche et de la course permettant de réduire significativement les différences des paramètres de la locomotion entre les sujets tant au niveau cinématique, que cinétique et dynamique. Ces différences, selon les auteurs et indépendamment des problèmes d'ordre méthodologiques, proviennent des disparités anthropométriques entre les sujets ou encore des écarts entre les vitesses ou les fréquences de pas. Généralement en physique, lorsque l'on compare deux modèles de tailles différentes des facteurs d'échelle de longueur (C_L) de masse (C_M) et de temps (C_T) sont appliqués aux différents paramètres de l'étude afin de pouvoir les comparer entre eux. De la même manière, nous voulons ici réduire l'écart des paramètres de la locomotion entre des sujets de tailles différentes. Pour cela, nous nous sommes basés dans un premier temps sur la modélisation de la locomotion à partir du Spring Mass Model (SMM) largement utilisé dans la littérature (Blickhan, 1989; McMahon and Cheng, 1990). Ce SMM représente un système conservatif (figure 2-56) et son énergie reste donc constante. La masse du sujet est localisée au niveau du centre de gravité et l'allongement/racourcissement du membre inférieur est modélisé par le ressort. La dynamique de ce SMM est intégralement déduite de 7 paramètres :

l_0 : longueur à vide du ressort
 m : masse du sujet
 V_0 : vitesse initiale
 k : rigidité du ressort
 g : constante gravitationnelle
 β_0 : direction de la vitesse initiale
 θ_0 : orientation initiale du ressort

Ces 7 paramètres dépendent tous des 3 unités de base : mètre(m), masse(kg) et temps(s). Selon le théorème π (Buckingham, 1894), on sait alors que seuls $7-3=4$ paramètres adimensionnels sont nécessaires pour expliquer la dynamique du SMM. Ces nombres adimensionnels, sont construits à partir des paramètres de base, bien que cette décomposition ne soit pas unique. Pour le SMM, nous pouvons utiliser :

$$\begin{cases} \pi_1 = \frac{V_0^2}{g \cdot l_0} \\ \pi_2 = \frac{k \cdot l_0^2}{m \cdot V_0^2} = \frac{f^2 \cdot l_0^2}{V_0^2} \text{ avec } f = \sqrt{\frac{k}{m}} \\ \pi_3 = \beta_0 \\ \pi_4 = \theta_0 \end{cases}$$

En effet, les angles en radians sont adimensionnels. Pour π_1 et π_2 , nous reconnaissons, venant de la mécanique des fluides, les vitesse et fréquences adimensionnels, soit respectivement, le nombre de Froude (Nfr) et le carré du nombre de Strouhal (Str). Ainsi, si nous imposons ces quatre mêmes nombres adimensionnels à deux SMM, nous observerons exactement le même comportement de tous les paramètres adimensionnels. Pour l'homme, s'il est possible d'imposer, comme nous allons le voir, les mêmes nombres de Froude et de Strouhal, comme proposé par Alexander (1989), il reste impossible d'imposer les angles initiaux β_0 et θ_0 . En imposant des conditions similaires, nous espérons donc ici voir la variabilité de nos paramètres adimensionnels de locomotion diminuer entre les sujets.

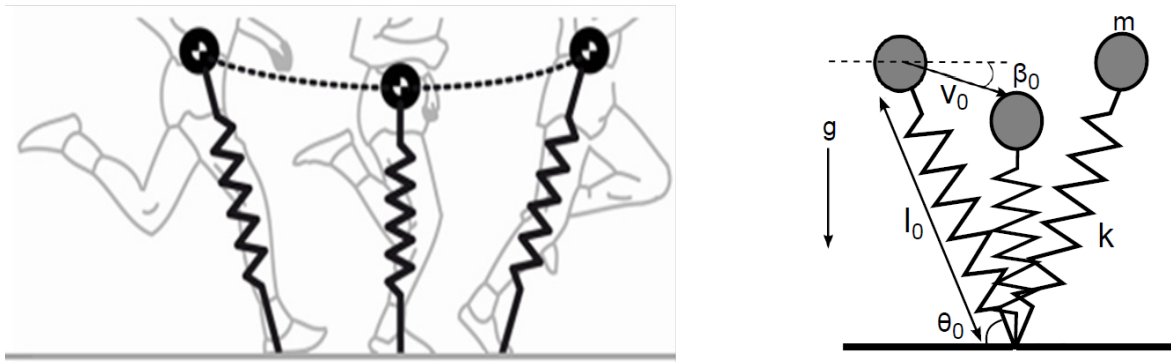


FIGURE 2-56 : LE SPRING MASS MODEL UTILISÉ POUR LA MODELISATION DE LA LOCOMOTION

Notre protocole expérimental a donc consisté à étudier la marche et la course sur tapis de course rigidement fixé sur une plateforme de force. 46 marqueurs passifs positionnés sur les sujets ont permis de déterminer la cinématique tridimensionnelle des différents segments. 19 sujets sains présentant des anthropométries variées, allant de 1m68 (64kg) à 1,94m (102,9kg) ont participé à l'expérience. Comme présenté figure 2-57 ci-dessous, le protocole expérimental a été réalisé en trois étapes. Dans une première étape, nous avons imposé des vitesses constantes à tous nos sujets. Pour la marche : 2, 4, 6 et 8km/h et pour la course : 6, 8, 10, 12, 14 et 16km/h. La fréquence des pas est laissée libre. Pour chacune ces vitesses, un nombre de Froude moyen est déterminé pour l'ensemble des sujets : $\overline{Nfr} = \frac{1}{n} \sum_1^n Nfr_i$ Ou Nfr_i est le nombre de froude du sujet $i \in [1,19]$. Dans une deuxième étape, nous imposons à chaque sujet une locomotion en fixant le nombre de Froude. La vitesse réelle est donc différente pour chacun et augmente avec la taille du sujet ($V_i = \sqrt{Nfr \cdot g \cdot l_i}$). De nouveau la fréquence des pas est laissée libre. A partir de cette deuxième étape, pour chaque Froude

imposé, on détermine un nombre de Strouhal moyen pour l'ensemble des sujets : $\overline{\text{Str}} = \frac{1}{n} \sum_1^n \text{Str}_i$. Dans la troisième étape, nous imposons ainsi un Froude et un Strouhal identiques pour tous les sujets. La fréquence réelle de chaque sujet diminue ainsi avec sa taille : $f_i = \overline{\text{Str}} \cdot V_i / l_i$.

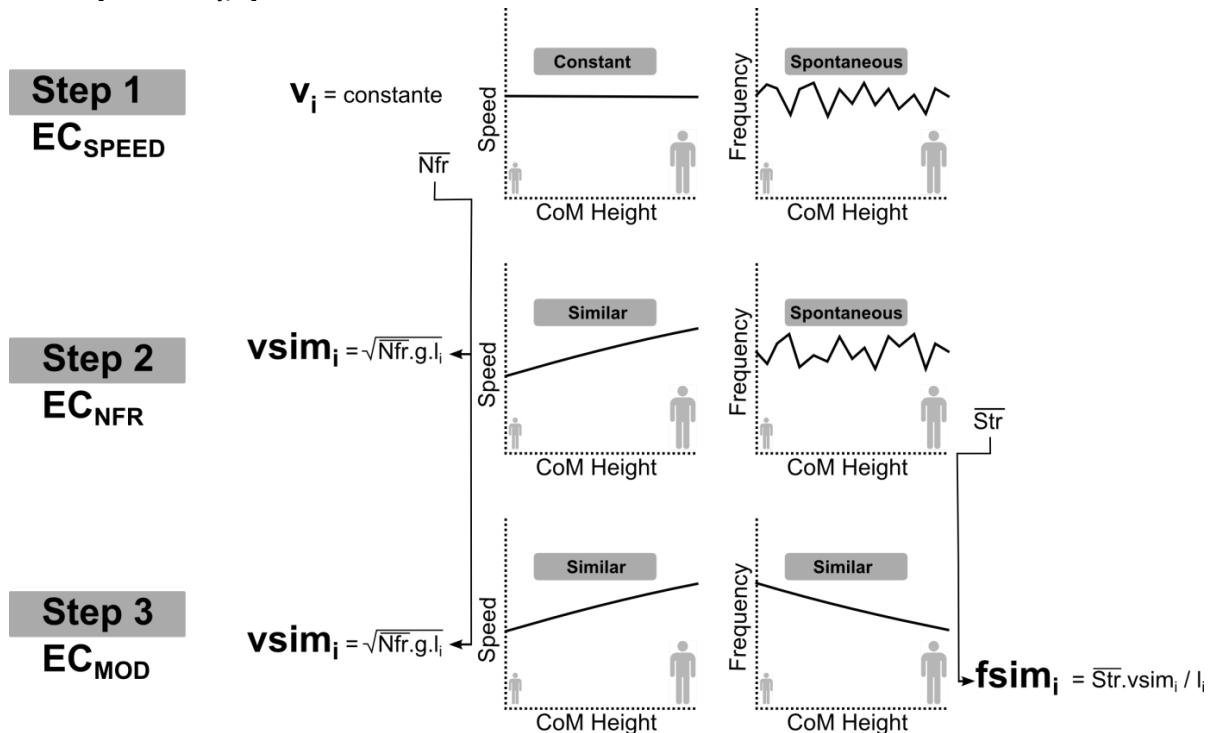


FIGURE 2-57 : PRESENTATION DE LA METHODOLOGIE EXPERIMENTALE

Au niveau cinématique, nous avons mesuré les angles de flexion/extension de la cheville, du genou et de la hanche pour chaque condition expérimentale et pour chaque vitesse. Nous présentons dans la figure 2-58 la variance des angles pour tous les sujets dans la condition course. On voit que la troisième condition expérimentale diminue grandement la variance des paramètres cinématiques. Ceci est particulièrement vrai pour les grandes vitesses. Des résultats totalement similaires ont été obtenus dans la condition marche.

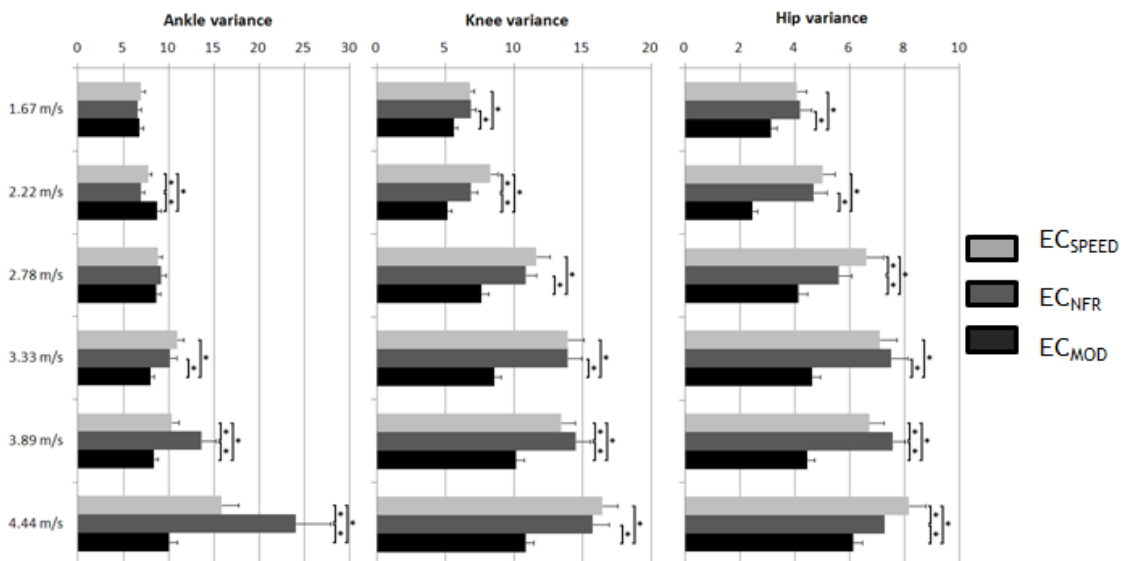


FIGURE 2-58 : VARIANCE DES ANGLES DE FLEXION/EXTENSION DANS LES DIFFERENTES CONDITIONS EXPERIMENTALES POUR LA COURSE

Au niveau cinétique, 8 paramètres ont été extraits à partir de la mesure des forces de réaction au sol à l'aide de la plateforme de force. Ces 8 paramètres sont :

- TC: Temps de contact
- TPPF: temps au moment de la force de propulsion maximale
- VPF: Force verticale maximale
- BPF: Force de freinage maximale
- VI: Impulsion mesurée sur la force verticale
- BI: Impulsion mesurée sur la phase de décélération
- PI: Impulsion mesurée sur la force propulsive
- LR: Taux d'augmentation de la force verticale lors du contact initiale

Les ratios de ces paramètres entre les sujets ont été comparés aux ratios théoriques obtenus à partir des facteurs d'échelle de base. Par exemple, si l'on compare la force appliquée par deux sujets, on compare le ratio mesuré : $C_F = \frac{F_1}{F_2}$ avec le facteur d'échelle théorique : $C_F = \frac{C_M \cdot C_L}{C_T^2}$. C_M et C_L dépendant de l'anthropométrie des deux sujets et C_T est déterminé à partir du rapport des fréquences de pas. La corrélation entre les facteurs théoriques et mesurés a ensuite été déterminée. Nous présentons ci-dessous (figure 2-59) pour la course, à la vitesse de 6km/h la corrélation entre les paramètres. Des résultats totalement analogues sont obtenus aux autres vitesses et lors de la condition marche. Précisément, pour la course, 16 paramètres sur 54 sont corrélés dans la première condition expérimentale ($r=0,51$), 32/54 dans la seconde condition expérimentale ($r=0,49$) et 52/54 paramètres sont corrélés ($r=0,60$) pour la troisième condition expérimentale à nombre de Froude et de Strouhal fixés. Pour la marche, 11 paramètres sur 36 sont corrélés dans la première condition expérimentale ($r=0,53$), 22/36 dans la seconde condition expérimentale ($r=0,52$) et 30/36 paramètres sont corrélés pour la troisième condition expérimentale ($r=0,69$). Autre résultat, la variance de la force verticale maximale adimensionnelle lors de la marche passe de 0,2 pour la première condition expérimentale à 0,04 pour la troisième. Pour la course, la variance passe de 0,48 à 0,12. Ces résultats confortent l'idée d'une réduction de la variabilité des paramètres lors de la locomotion entre les sujets.

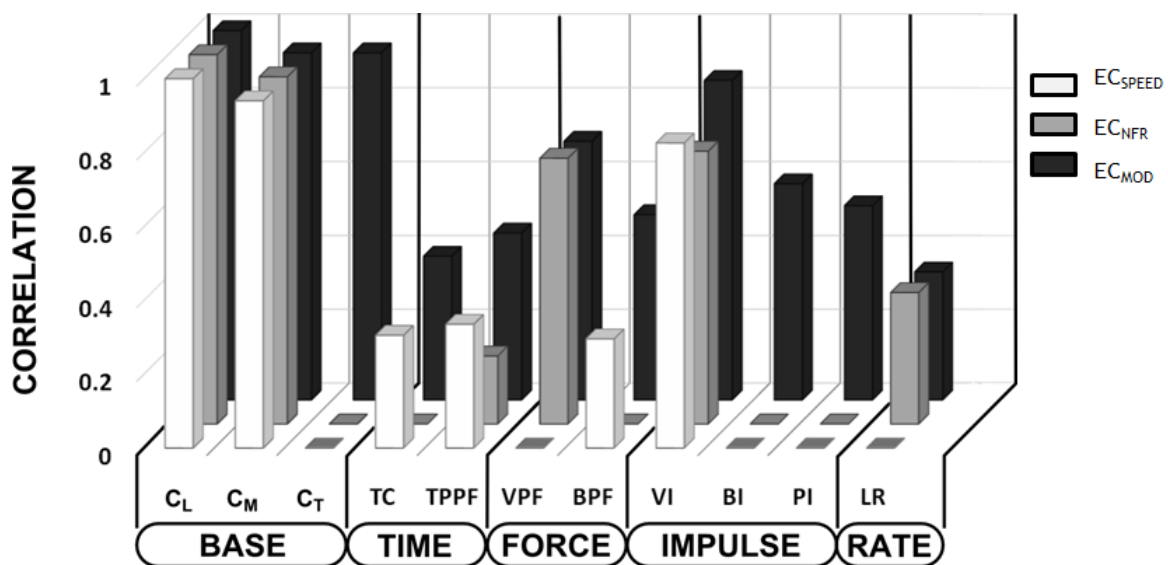


FIGURE 2-59: CORRELATION DES PARAMETRES CINETIQUES LORS DE LA COURSE A 6KM/H

Enfin, au niveau dynamique, nous avons comparé les couples articulaires obtenus par dynamique inverse au niveau de la hanche, du genou et de la cheville. De nouveau, on voit figure 2-60 que la troisième condition expérimentale amène à une large diminution de l'écart type entre les différents sujets de l'étude. Il y a ainsi une différence significative entre les conditions 1 et 2 et la 3^{ème} condition expérimentale.

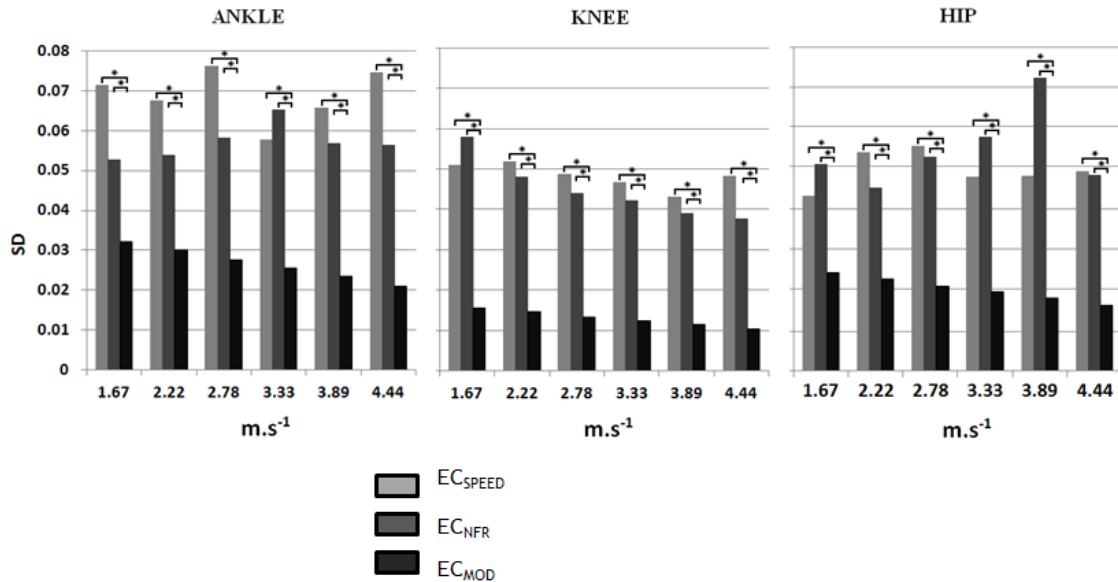


FIGURE 2-60: ECART-TYPE DES COUPLES ARTICULAIRES LORS DE LA COURSE EN FONCTION DE LA VITESSE DE COURSE

En conclusion, imposer un nombre de Froude et de Strouhal identique entre les individus permet de diminuer clairement la variabilité des paramètres de marche et de course tant au niveau cinématique, que cinétique ou dynamique. Cependant, l'ensemble des paramètres n'est pas totalement corrélé entre les individus. Plusieurs raisons à cela. Tout d'abord, 4 paramètres adimensionnels contrôlent la dynamique du SMM. Seuls deux ont pu être imposés aux sujets. Les angles de position et de vitesse initiales n'ont pas pu être expérimentalement fixés. Par ailleurs, nous avons modélisé la locomotion à l'aide du SMM. Dans la réalité, cette modélisation quoiqu'elle ait pu décrire dans la littérature de nombreux paramètres de locomotion reste très éloignée du système poly-articulé réel représentatif de la dynamique d'un individu. Ce dernier modèle, permet une modélisation beaucoup plus fine de la dynamique humaine et dépend d'un nombre de paramètres très élevé. Sur cette base, nous avons voulu comparer la dynamique prédite par ces deux modèles présentés schématiquement figure 2-61. Plus précisément, nous nous sommes intéressés aux variations d'énergie lors de la locomotion des deux modèles. Le SMM est un système conservatif, on a donc la variation d'énergie mécanique :

$$\Delta E_M^{SMM} = \Delta(E_{Kext}^{SMM} + E_P^{SMM} + E_E^{SMM}) = 0$$

Où E_{Kext}^{SMM} représente l'énergie cinétique de translation du centre de masse, E_P^{SMM} représente l'énergie potentielle de gravitation et E_E^{SMM} l'énergie potentielle élastique du ressort de compression.

Pour le modèle poly-articulé (PAM), la variation d'énergie mécanique est égale au travail des forces non conservatives (W_{Fnc}^{PAM}). Si l'on suppose qu'en raison du non-glissement des

pieds sur le sol le travail des forces extérieures est nul, il reste le travail des forces internes au corps humain (W_{Fint}^{PAM}). On obtient ainsi :

$$\Delta E_M^{PAM} = \Delta(E_P^{PAM} + E_{Kext}^{PAM} + E_{Kint}^{PAM}) = W_{Fnc}^{PAM} = W_{Fint}^{PAM}$$

Où E_P^{PAM} représente l'énergie potentielle de pesanteur du PAM, E_{Kint}^{PAM} l'énergie cinétique des segments dans le référentiel barycentrique (théorème de Koenig), et E_{Kext}^{PAM} l'énergie cinétique de translation du centre de masse. En supposant que les deux modèles représentent la même dynamique, alors : $E_{Kext}^{SMM} = E_{Kext}^{PAM}$ et $E_P^{PAM} = E_P^{SMM}$. La comparaison des deux relations amènent alors à :

$$\Delta E_E^{SMM} = \Delta E_{Kint}^{PAM} - W_{Fint}^{PAM}$$

Pour cette étude, nous avons ainsi comparé les deux termes de cette égalité afin de comparer les deux modèles. Pour cela, les différents paramètres ont été déterminés à partir des données expérimentales. Ainsi, $E_E^{SMM} = \frac{1}{2}k\Delta l^2$, où Δl représente la variation de hauteur du centre de gravité. Et, selon Farley and González (1996), on a $k = \frac{F_{max}}{\Delta l_{max}}$, où F_{max} représente la norme de la force maximale appliquée sur la plateforme et Δl_{max} , la variation de hauteur maximale du centre de gravité au cours du cycle. Pour le PAM, on a vu :

$$\Delta E_{Kint}^{PAM} - W_{Fint}^{PAM} = -\Delta(E_P^{PAM} + E_{Kext}^{PAM})$$

Avec $E_{Kext}^{PAM} = \frac{1}{2}mv_0^2$ et $E_P^{PAM} = mg \cdot r_0^G$. Ces deux paramètres étant déterminés à partir des données de motion capture et des tables anthropométriques.

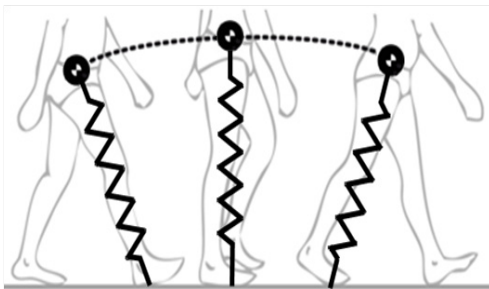


FIGURE 2-61 : MODELE SMM ET MODELE POLY-ARTICULE

Les différences significatives entre les courbes au cours du cycle sont présentées sur la figure 2-62 pour la marche et sur la figure 2-63 pour la course pour les différentes vitesses dans la troisième condition expérimentale (Froude et Strouhal fixés).

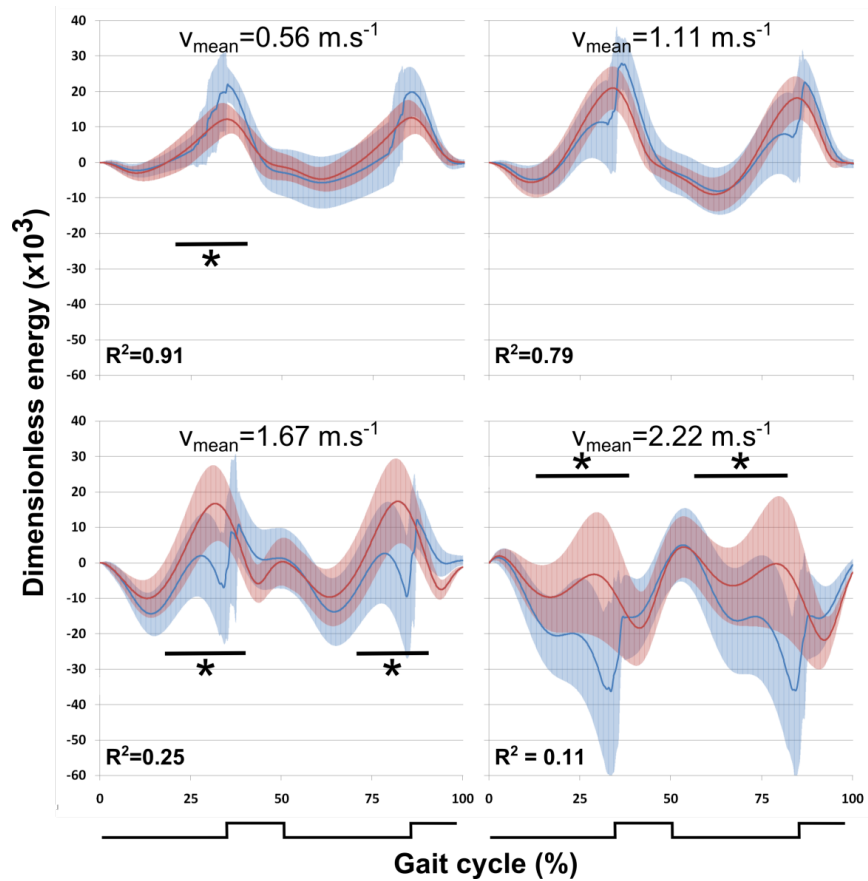


FIGURE 2-62 : SIMILARITES ENTRE LE MODELE SMM (BLEU) ET LE MODELE SAM (ROUGE) AU COURS DE LA MARCHÉ

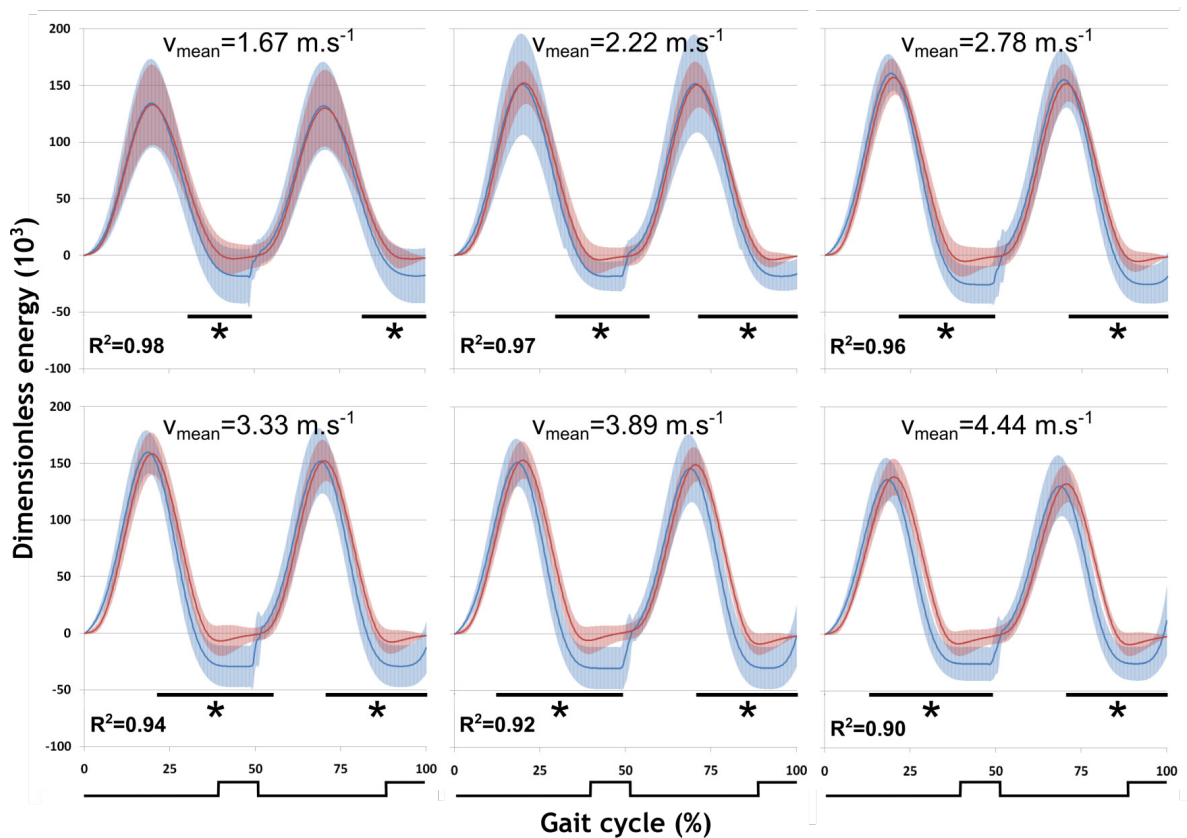


FIGURE 2-63: SIMILARITES ENTRE LE MODELE SMM (BLEU) ET LE MODELE SAM (ROUGE) AU COURS DE LA COURSE

Nos résultats montrent ainsi que s'il y a d'importantes similitudes entre le PAM et le SMM, en particulier pour la course, il persiste encore des différences significatives. Une meilleure ressemblance des deux modèles pourrait être retrouvée en considérant une rigidité k variable pour le SMM au cours du cycle. La rigidité k dépendrait ainsi du temps (t) et de la vitesse de marche (v). Cependant, avec cette hypothèse, le SMM ne reste plus un système conservatif. Sa dynamique devient aussi plus complexe et plus de 7 paramètres sont nécessaires pour déterminer son comportement dynamique. Ces résultats trouvent néanmoins de nombreuses applications dans la gestion de la rigidité des exosquelettes destinés à la locomotion ou encore dans le contrôle de la dynamique des robots humanoïdes (Wensing and Orin, 2013). Dans le cadre de mon intégration au sein du groupe Gepetto, ces développements revêtent un intérêt majeur et ouvrent ainsi de nouvelles perspectives pour la génération de mouvement des robots anthropomorphes (voir aussi 2.4 ci-dessous).

Aussi, toujours dans le cadre de la recherche d'une optimisation mécanique, nous nous sommes intéressés à la transition marche course de manière similaire à la transition assis danseuse lors d'une tâche de pédalage. En effet, il est couramment admis que la vitesse de transition spontanée entre la marche et la course se situe aux alentours d'un nombre de Froude égal à 0,5 (Alexander, 1989). Cependant, peu de résultats permettent d'expliquer cette vitesse de transition. Ainsi, certains auteurs ont supposé que les déterminants de la transition pouvaient être liés aux valeurs maximales de puissance articulaire (Pires et al., 2014) ou de forces d'appui (Raynor et al., 2002) mais les résultats continuent d'être encore largement débattus. Dans cette étude, nous avons calculé le MCF adimensionnel lors de la marche et la course pour l'ensemble des 19 sujets aux différentes étapes de vitesse. Nos résultats donnent (voir aussi figure 2-64) :

$$\begin{aligned} MCF^D_W &= 0.263Fr + 0.259 & (R^2=0.67) \\ MCF^D_R &= 0.075Fr + 0.352 & (R^2=0.64) \end{aligned}$$

Où MCF^D_W est le MCF déterminé pour la marche et MCF^D_R le MCF déterminé pour la course. Ainsi le MCF croit plus vite pour la marche que pour la course et les coûts se croisent pour un nombre de Froude égal à 0,49. Un nombre très proche de la vitesse de transition spontanée des sujets. De nouveau, ce résultat tend à montrer que la transition marche-course se fait sur un critère d'optimisation mécanique, qui plus est, similaire à celui observé pour la transition assis-danseuse. Ce critère est consistant avec une optimisation globale du système musculo-squelettique puisqu'il prend en compte les couples sur l'ensemble des articulations du membre inférieur et sur un cycle complet de marche ou de course.

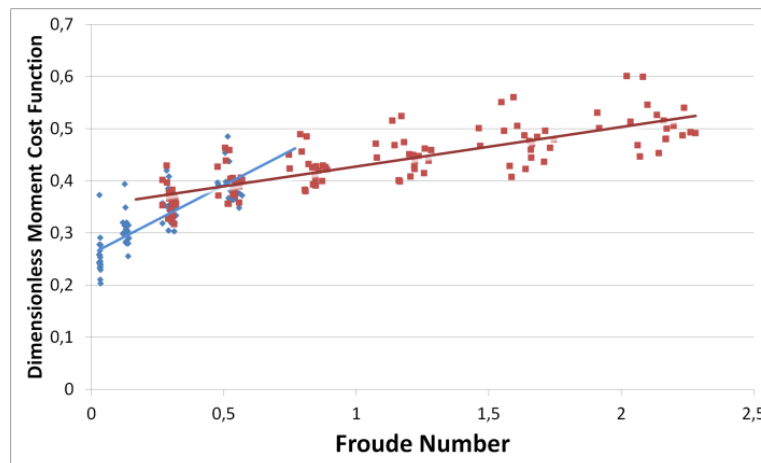


FIGURE 2-64: MCF EN FONCTION DU NOMBRE DE FROUDE POUR LA MARCHÉ ET LA COURSE

L'ensemble des études précédentes concernant nos travaux sur la marche et la course a été publié et présenté :

D. VILLEGER, N. DELATTRE, B. WATIER, P. MORETTO: Froude and Strouhal dimensionless numbers to study human gait: An experimental approach. 37ème Congrès de la Société de Biomécanique, Toulouse, France. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 15 (sup1), 189-190, 2012.

D. VILLEGER, A. COSTES, B. WATIER, P. MORETTO: An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform in walking gait. Medical engineering & Physics, Vol 11, pp1530-1535, 2014.

D. VILLEGER, A. COSTES, B. WATIER, P. MORETTO: Model as a Froude and Strouhal Dimensionless Numbers Combination for Dynamic Similarity in Running. Journal of Biomechanics, Vol 47, pp3862-387, 2014.

D. VILLEGER, A. COSTES, B. WATIER, P. MORETTO: Walking dynamic similarity induced by a combination of Froude and Strouhal dimensionless numbers: Model-w. Gait & Posture, Vol. 41, pp240-245, 2015.

D. VILLEGER D, B. WATIER, P. MORETTO P : Inter-Subject Variability in Running is Reduced with NMODELA-R Dimensionless Number - An Inverse Dynamic Study. 3D Analysis of Human Movement (3DAHM), 14-17 Juillet 2014, Lausanne, Suisse.

B. WATIER, D. VILLEGER, A. COSTES, P. MORETTO: Similar experimental conditions decrease inter-subject variability of running gait. European Society of Biomechanics (ESB), 5-8 juillet 2015, Prague, République Tchèque.

B. WATIER, D. VILLEGER, A. COSTES, P. MORETTO: A preliminary study suggests that walk to run transition is consistent with mechanical optimization. Congrès de la société de biomécanique (SB), 28-30 octobre 2015, Paris, France.

Un papier soumis est, par ailleurs, toujours en cours de révision :

D. VILLEGER, A. COSTES, B. WATIER, P. MORETTO: Elastic Energy in Locomotion: Simple vs. Complex Models. Journal of Biomechanics, manuscript BM-D-15-00712, 2015.

2.3.6 CONCLUSION

Tout le travail effectué au PRISSMH a donc largement été orienté vers l'analyse du mouvement et l'étude de la dynamique du système musculo-squelettique. Précisément, via la dynamique inverse, nous avons pu quantifier les contraintes internes au niveau articulaire et déterminer ainsi les torseurs d'action mécanique transmis sur les segments au niveau des articulations. Ces actions mécaniques, représentatives tant des efforts passifs que des efforts volontaires permettent de mieux comprendre le contrôle du mouvement chez l'homme. Ces études nous ont permis, de plus, d'acquérir des compétences fortes concernant la méthodologie tout en nous ouvrant un vaste champ de réflexion concernant l'optimisation mécanique du geste par fonction de coûts lors des transitions marche/course et assis/danseuse. Ces développements ont été la source principale de mon intégration au sein du LAAS et nous reviendrons largement sur cet aspect dans la présentation de nos perspectives de travail au chapitre suivant.

2.4 PERSPECTIVES - LAAS - EQUIPE GEPETTO (DEPUIS 2015)

2.4.1 INTRODUCTION

Suite à la restructuration du PRISSMH et grâce à mes compétences dans le domaine de la biomécanique et de la dynamique des systèmes poly-articulés, j'ai intégré naturellement le groupe Gepetto, spécialiste de robotique humanoïde, au sein du LAAS en septembre 2014.

En effet, en robotique humanoïde, la question du mouvement est également centrale. Pour commander ces robots il est nécessaire de disposer d'un modèle complet de leur dynamique, écrit sous une forme qui permette de simuler rapidement les effets résultant de l'application de lois de commandes ou de perturbations externes. Sur la base de ces modèles, les roboticiens développent des algorithmes de génération de mouvements corps-complet. Ces algorithmes reposent sur la définition d'un ensemble d'objectifs et de contraintes hiérarchisés, appelés piles de tâches (Ramos et al., 2011; Saab et al., 2013, 2012), définis par une succession d'égalités et d'inégalités algébriques linéaires, et sur l'utilisation de solveurs numériques puissants. Ce sont précisément sur ces équations que les spécialistes des sciences du vivant peuvent apporter un œil nouveau à partir de leur connaissance du mouvement humain.

Ainsi, depuis une dizaine d'années, les échanges entre roboticiens et biomécaniciens se renforcent autour de ces questions de la modélisation des systèmes poly-articulés, de génération et d'analyse de leurs mouvements. La robotique apporte des outils puissants pour calculer l'équation dynamique de systèmes poly-articulés arborescents qui ont été appliqués à des modèles simplifiés du système musculo-squelettique (Yamane-Nakamura 2007). En parallèle, nous essayons d'apporter des éléments clés aux roboticiens pour orienter les éléments à prendre en compte dans la pile de tâche pour reproduire un mouvement adaptable et le plus fidèle possible.

Actuellement, les modèles des systèmes poly-articulés des roboticiens incluent un modèle du squelette et un modèle du système musculaire. Le squelette est fait d'un ensemble d'os, assimilables pour le biomécanicien aux segments anatomiques avec masses et inerties spécifiques. Le système musculaire est représenté par des moteurs dont le lien avec les couples déterminés par les biomécaniciens en utilisant la dynamique inverse est évident. Plusieurs travaux que nous avons déjà menés en collaboration avec l'équipe Gepetto ont permis d'initier des comparaisons entre les caractéristiques de mouvements humains et les mouvements générés automatiquement à partir du logiciel de la pile de tâches à partir d'un modèle augmenté du robot humanoïde HRP-2. C'est précisément toute cette démarche d'observation d'un côté et de simulation de l'autre avec un va et vient permanent entre les spécialistes du domaine que nous souhaitons poursuivre mon intégration au sein du groupe Gepetto.

La validation des simulations peut ensuite être appliquée sur l'un des deux robots humanoïdes de taille humaine (HRP-2 et Roméo - figure 2-65) du groupe Gepetto.

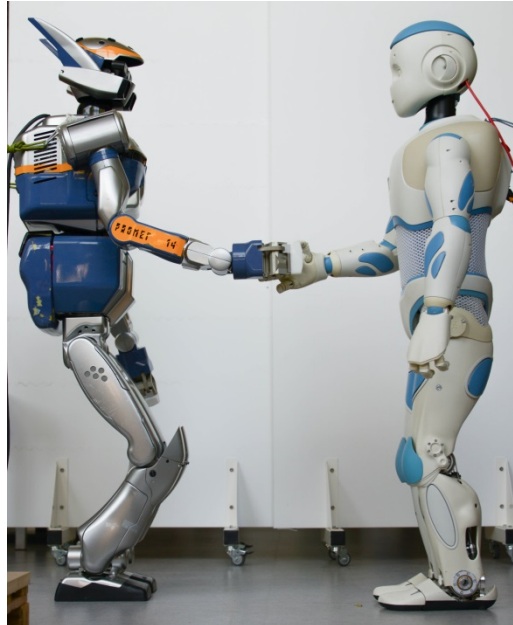


FIGURE 2-65: PLATEFORMES ROBOTIQUES DU LAAS : HRP-2 ET ROMEO

Afin d'implémenter le logiciel de la pile de tâches destiné à la commande des robots humanoïdes, il est donc indispensable que les biomécaniciens puissent fournir des éléments destinés à une meilleure compréhension de l'organisation du mouvement chez l'homme. Car malgré l'apparente facilité que nous avons à produire des mouvements, l'organisation neurophysiologique et musculaire qui les sous-tend reste mal comprise (Feldman, 2010). Compte tenu de la complexité du système musculo-squelettique et la redondance qu'il génère, il est difficile de comprendre comment le système nerveux central choisit une trajectoire parmi une infinité de solutions disponibles (Bernshteïn, 1967). Plusieurs hypothèses ont été proposées pour y répondre, mais aucune ne permet d'expliquer l'ensemble des observations expérimentales. Différentes théories, telles que la théorie de la **commande optimale** ou la théorie des **primitives motrices**, ont été proposées par les modélisateurs pour tenter de décrire les principes qui sous-tendent le choix de la commande et réduire ainsi la redondance du système. Cependant, ces études s'appuient généralement sur l'analyse de gestes simples, tels que le mouvement de la main pour atteindre une cible, et très peu considèrent les mouvements impliquant l'ensemble des liaisons du corps et le contrôle postural. C'est tout l'enjeu de nos futurs développements au sein du groupe Gepetto.

Ainsi, le cadre mathématique de la **commande optimale** (encore appelé optimisation sous contrainte), en cohérence avec les visions évolutionnistes a prouvé être un cadre favorable à l'étude des coordinations motrices (Happee, 1992; Hatze, 1976; Hogan, 1984; Loeb, 2012; Prilutsky and Zatsiorsky, 2002; Todorov, 2004). En effet, l'optimisation de certaines fonctions de coût permet de prédire grossièrement l'évolution des efforts musculaires (Crowninshield and Brand, 1981; Prilutsky and Zatsiorsky, 2002), des efforts articulaires (Uno et al., 1989) ou la cinématique des segments (Biess et al., 2007; Flash and Hogan, 1985) lors de tâches relativement simples de pointage, ou de pédalage par exemple, signifiant que nous sommes capables de réaliser des mouvement de manière assez optimale. C'est dans cette optique que nous avons déterminé dans nos études précédentes (voir 2.3 ci-dessus) que le MCF tendait à être minimal lors de tâches de pédalage ou de locomotion. Il

existe dans ce cadre au moins deux grandes problématiques: (i) la définition des paramètres perçus par le Système Nerveux Central (SNC) et (ii) l'identification de ceux qui sont pris en compte; c'est-à-dire ce qui est réellement optimisé. Ces deux grands problèmes font partie d'une première étape pour déterminer les préférences du système moteur et trouver un cadre général à la planification des trajectoires chez l'homme. Pour cette approche, nous partons donc du postulat que le système nerveux central est capable de "calculer" certains coûts liés à la tâche.

Concernant les coûts à optimiser, plusieurs études récentes montrent que ces coûts pourraient être multiples et dépendre de la tâche (Liu and Todorov, 2007; Yang et al., 2004). Cette conclusion se révèle relativement intuitive puisque des mouvements nécessitant de la précision, devant être effectués le plus rapidement possible ou devant être répétés plusieurs fois, c'est-à-dire de manière « économique », ne vont pas *a priori* réaliser l'optimisation de mêmes critères.

La dépense d'énergie métabolique par exemple peut être évaluée par le système nerveux central par l'intermédiaire des afférences III et IV (Decherchi et al., 2004), qui sont sensibles à la douleur et aux déchets métaboliques associés aux processus énergétiques, ou par l'intermédiaire de la commande envoyée (qui peut être évaluée par électromyographie) et représente donc une fonction de coût plausible. Concernant ces coûts, nous pouvons aussi envisager : l'énergie cinétique, les efforts musculaires ou articulaires, le coût cinématique, ou les forces d'inertie.

En effet, les caractéristiques cinétiques des segments semblent bien perçues ou prédites par le système nerveux central (Flanagan and Lolley, 2001; Gentili et al., 2004; Sabes et al., 1998) et pourraient donc faire l'objet d'un contrôle. L'énergie cinétique qui prend en compte l'inertie et la vitesse (linéaire et de rotation) des segments semble un choix raisonnable vis-à-vis de cette capacité. La minimisation de ce critère a aussi démontré être prédictif de l'évolution des configurations articulaires lors de mouvements de pointage ou de saisie d'objets (Biess et al., 2007; Nishikawa et al., 1981; Soechting et al., 1995).

Aussi, les efforts musculaires représentent un critère important à quantifier (Nelson, 1983; Nubar and Contini, 1961) et est, en toute logique, bien perçu par le système nerveux central. La quantité d'effort envoyée aux muscles, c'est-à-dire la quantité d'activation musculaire mesurée par électromyographie est bien corrélée à l'effort perçu par le sujet par exemple (e.g., échelle de Borg) (Windhorst, 2007).

La cinématique aussi est bien perçue visuellement mais peut être prédite par le système nerveux central à partir de la commande envoyée (i.e., activité musculaire) (Gandevia et al., 2006). Si savoir ce que le sujet a choisi comme cinématique est difficile à établir *a priori*, sa variabilité, elle, peut être évaluée facilement. En ce sens la trajectoire associée à la minimisation du jerk (dérivée de l'accélération) a montré une certaine cohérence dans la prédiction des mouvements et les déviations de la trajectoire observée par rapport à celle prédite peuvent être définies comme un coût cinématique (Flash and Hogan, 1985; Viviani and Flash, 1995).

Les forces inertielles (Coriolis et centrifuges) appliqués sur les segments en mouvement représentent un cas spécial. On démontre que leur régulation est nécessaire pour réaliser un mouvement de manière précise (Hollerbach and Flash, 1982) mais il a été montré que ces forces sont, soit utilisées (Dounskaia et al., 2002; Hirashima et al., 2007), soit évitées (Biess et al., 2007; Gribble and Ostry, 1999), elles sont dans tous les cas bien perçues car elles

peuvent être anticipées par le système nerveux central (Galloway and Koshland, 2002) ce qui justifie dans tous les cas leurs quantifications.

Ces tests ont aussi suggéré qu'une réévaluation des critères d'optimisation devait être entreprise. L'idée que le système nerveux central minimise les efforts ou l'énergie est ancienne (Nelson, 1983; Nubar and Contini, 1961). Nubar and Contini (1961) déclaraient par exemple que : *"A mentally normal individual will, in all likelihood, move (or adjust his posture) in such a way as to reduce his total muscular effort to a minimum, consistent with the constraints"*. Cette remarque est encore la base de la majorité des modèles de détermination des efforts musculaires. Cette minimisation des efforts avait déjà été critiquée par Hatze (1976) qui avait construit une expérimentation dont les résultats suggéraient une minimisation du temps de trajet (lors d'un mouvement de pointage avec la pointe du pied) plutôt qu'une minimisation des efforts musculaires. L'efficacité du critère du minimum de temps de trajet n'était, en réalité, lié chez Hatze qu'au fait qu'il correspondait aux consignes données aux participants de l'étude. Ce qui suggère encore plus fortement cette capacité que nous avons d'optimiser nos comportements en fonction des impératifs de la tâche. La question importante qui demeure étant, selon nous, de savoir quels sont les coûts que nous sommes capables d'évaluer et la manière dont ils sont minimisés. Pour évaluer toutes ces fonctions de coûts, il reste cependant nécessaire de réaliser un algorithme robuste de résolution de la dynamique inverse du système musculo-squelettique qui permette la détermination de la cinématique tridimensionnelle et des couples articulaires puisque ceux-ci sont bien perçus par le système nerveux central et peuvent donc faire partie de cette fonction à minimiser. Comme vu précédemment, nos modèles de dynamique inverse ont déjà été utilisés sur des tâches locomotrices aussi diverses que la marche, la course ou encore le pédalage. Lors d'une autre étude préliminaire non publiée, réalisé dans le cadre du travail de M2R de Nicolas Turpin, nous avons aussi montré que le critère du moindre effort ne pouvait pas convenir lors d'une tâche de pointage. Minimiser les moments musculaires en prenant en compte un modèle du bras à 7DDL amenait à des solutions irréalistes. Dans cette étude, nous avons déterminé la trajectoire prédite par la minimisation de différentes fonctions de coûts que nous avons comparé avec les gestes réels enregistrés par motion capture. Les prédictions optimales ont été faites à l'aide de quatre critères mécaniques : 'minimum jerk - Jerk', 'minimum torque change - TC', 'minimum torque - T' et 'minimum of kinetic energy - EC'. Les résultats nous ont montré que l'efficacité des différents critères à prédire correctement le geste réellement effectué dépendait grandement des conditions de réalisation de la tâche (direction droite-gauche vs gauche-droite) et plus particulièrement de la vitesse du mouvement (rapide, lent) sauf pour le critère d'énergie cinétique minimum qui, dans ce contexte de réalisation, semble le plus adapté à prédire la trajectoire réelle (figure 2-66).

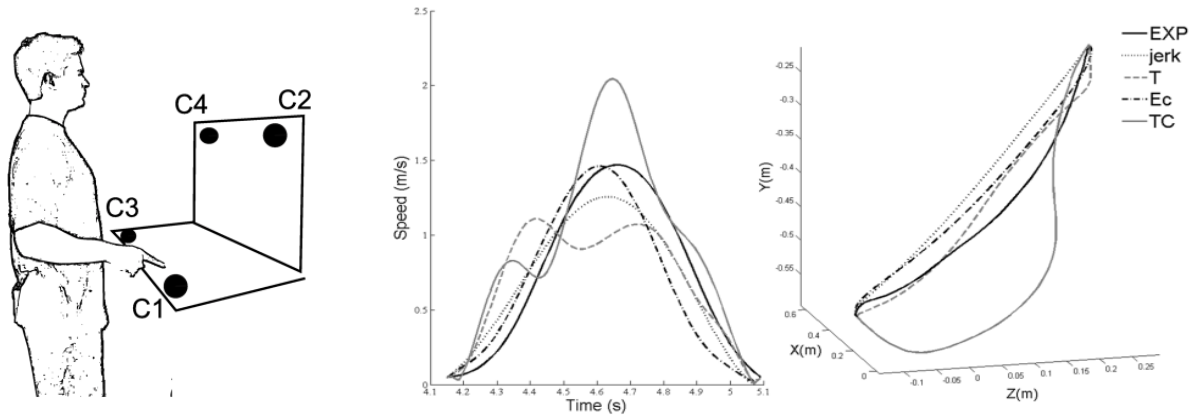


FIGURE 2-66 : COMPARAISON DES VITESSES TRAJECTOIRES PREDITES LORS D'UNE TACHE DE POINTAGE PAR DIFFERENTES FONCTIONS DE COÛTS

Outre la commande optimale, la théorie des **primitives motrices** suggère pour sa part que le système nerveux central compose les mouvements en combinant un ensemble de fonctions motrices mises en mémoire. L'existence de ces primitives a été suggérée tant au niveau cinématique (Sanger, 2000), qu'au niveau musculaire (Tresch, 2005), ou neuronal (Mussa-Ivaldi and Bizzi, 2000). On a ainsi suggéré l'existence de primitives motrices dynamiques (Dominici et al., 2011; Flash and Hochner, 2005; Giszter et al., 2007) et de primitives motrices statiques (Poggio and Bizzi 2004; Berger et al. 2013) pouvant être combinées et modulées pour répondre aux contraintes de la tâche afin d'optimiser la performance. Les primitives statiques font références aux synergies musculaires et correspondent à des couplages entre l'activité de plusieurs muscles (Bizzi et al., 2008; Poggio and Bizzi, 2004). Ce sont ces couplages fonctionnels qui donnent sa forme au mouvement et qui sont d'autant plus stables (et donc d'autant moins flexibles) que les personnes sont devenues expertes dans une activité (Carson and Riek, 2001; Gentner et al., 2010). Les primitives dynamiques représentent eux des sous-mouvements ou des unités d'actions. Ces primitives dynamiques peuvent être vues comme des réflexes qu'on aurait appris à combiner et à contrôler (Flash and Hochner, 2005; Thoroughman and Shadmehr, 2000). Lors de la marche par exemple, les oscillations entre jambe droite et jambe gauche, qui sont générés par des structures appelées "central pattern generator" au niveau de la moelle épinière (Rossignol, 2006), sont vues comme des primitives dynamiques (Ivanenko, 2006; Poppele and Bosco, 2003). Elles sont souvent aussi identifiées au niveau cinématique où elle prennent la forme de profils de vitesses de forme gaussienne (Fishbach et al., 2005; Krebs et al., 1999). Ce sont d'ailleurs précisément ces profils de vitesse que l'on retrouve dans la théorie de la commande optimale en minimisant certaines fonctions de coûts. Depuis plusieurs années, les synergies musculaires sont apparues comme un élément clef pour la compréhension de la structuration du contrôle des activités musculaires. Cette relation entre prédiction du comportement par optimisation et synergies musculaires a rarement été utilisée, hormis lors de simulations numériques (Berniker et al., 2009; McKay and Ting, 2012). Il est en effet évident pour les neuroscientifiques que le contrôle moteur ne peut pas s'effectuer de manière indépendante pour chaque muscle et pour chaque articulation et que la prise en compte de ces contraintes nerveuses est importante (Fetz, 2007). Par exemple il n'est pas optimal en terme d'effort de co-activer agonistes et antagonistes lors de la

production d'une force par une articulation, mais la coactivation, toujours plus ou moins présente, ne peut être réduite que par un long entraînement (Carolan and Cafarelli, 1992; De Luca and Mambrito, 1987).

Ainsi, entre optimisation et primitives motrices, nos perspectives de recherche consistent à déterminer des invariants du mouvement humain pour les transférer sous formes d'égalités et d'inégalités algébriques hiérarchisés à la commande des robots humanoïdes ou à la simulation des mouvements anthropomorphes. Ces invariants sont indispensables si l'on souhaite diminuer la redondance du système-squelettique et mieux comprendre le fonctionnement du contrôle moteur chez l'homme.

Nous présentons ainsi, dans la suite de ce chapitre, les études en cours et nos perspectives dans cette optique de meilleure compréhension du contrôle du mouvement chez l'homme. Ainsi, le projet AnthroMove (2.4.2) a pour vocation à déterminer dans un premier temps de nouveaux invariants mécaniques lors de tâches hautement dynamiques. Dans un deuxième temps, ces mouvements seront simulés en utilisant le logiciel de la pile de tâches implémenté dans le simulateur Pinocchio développé au sein de l'équipe Gepetto. En parallèle, nous présentons nos premiers travaux sur les synergies musculaires (2.4.3) et les perspectives qu'elles amènent en termes de gestion de la redondance de l'actionnement. Dans une troisième étude en cours (2.4.4), nous verrons quelques pistes concernant la stabilité de la locomotion humaine et les perspectives qu'elles projettent quant aux déplacements des robots humanoïdes. Enfin, nous verrons les perspectives offertes par le projet européen InteGait (2.4.6) en termes de simulations d'interventions sur des sujets pathologiques.

2.4.2 ANTHROMOVE

AnthroMove est le titre d'un projet financé par le conseil régional Midi-Pyrénées (2014-2017). Il est mis en œuvre principalement grâce au travail de thèse de Galo Maldonado codirigé par Philippe Soueres et moi-même.

L'objectif général de ce projet consiste à simuler des trajectoires issues de l'observation expérimentale sur des tâches complexes de référence. Ces tâches complexes utilisent l'ensemble des degrés de liberté du corps humain. Dans ce projet nous proposons donc d'étudier le mouvement humain en faisant le choix de considérer des tâches motrices impliquant l'ensemble des articulations du corps avec de possibles interactions dynamiques avec l'environnement. Ces mouvements sont généralement multi-objectifs et respectent un ensemble de contraintes plus ou moins implicites. Un algorithme dynamique du système musculo-squelettique permettra la détermination des couples articulaires et des forces musculaires nécessaires aux mouvements expérimentaux et simulés. Extraire des principes sous-jacents à l'organisation du contrôle moteur est donc une des retombées attendues pour ce projet. Le projet AnthroMove est ainsi décomposé en cinq tâches principales décrites ci-dessous, dont les trois premières ont déjà été initiés.

Une première partie de ce travail a donc consisté à faire émerger des tâches dynamiques de référence corps-complet qui pourront à la fois être reproduites expérimentalement par

les sujets et simulés par les algorithmes des roboticiens du LAAS. Pour cela, nous nous sommes orientés vers les mouvements de parkour, discipline récente créée par David Belle et Sébastien Foucan dans les années 1990. Cette activité physique consiste à utiliser les éléments du milieu urbain comme obstacles que l'on franchit par exemple à l'aide de sauts ou d'escalades.

La deuxième étape, en cours, concerne l'observation et l'analyse du mouvement de sujets humains auxquels on a demandé d'exécuter différents types de tâches de référence. Précisément, 3 tâches distinctes ont été définies pour ce projet. Une première tâche a consisté à analyser la dynamique des membres inférieurs lors de la réception de sauts de précision chez des pratiquants de parkour (figure 2-67 et figure 2-68). Une deuxième tâche va consister à analyser les efforts d'impulsion des membres inférieurs lors de l'initiation du saut. Enfin, une dernière étude sera destinée à étudier après un saut la réception suivie de la traction avec les bras. Ces deux dernières expérimentations en cours de préparation, ont nécessité l'acquisition de capteurs spécifiques conçus par la société Sensix.

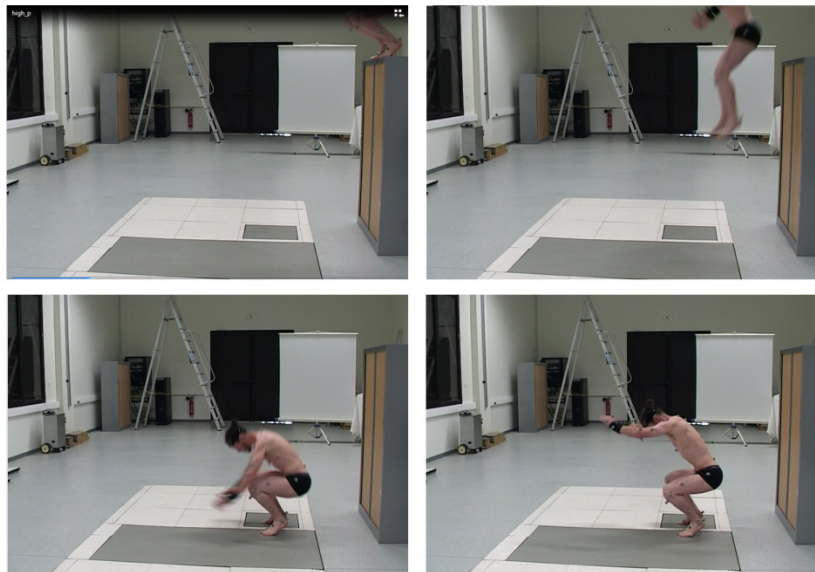


FIGURE 2-67: SAUT DE PRECISION CHEZ UN PRATIQUANT DU PARKOUR

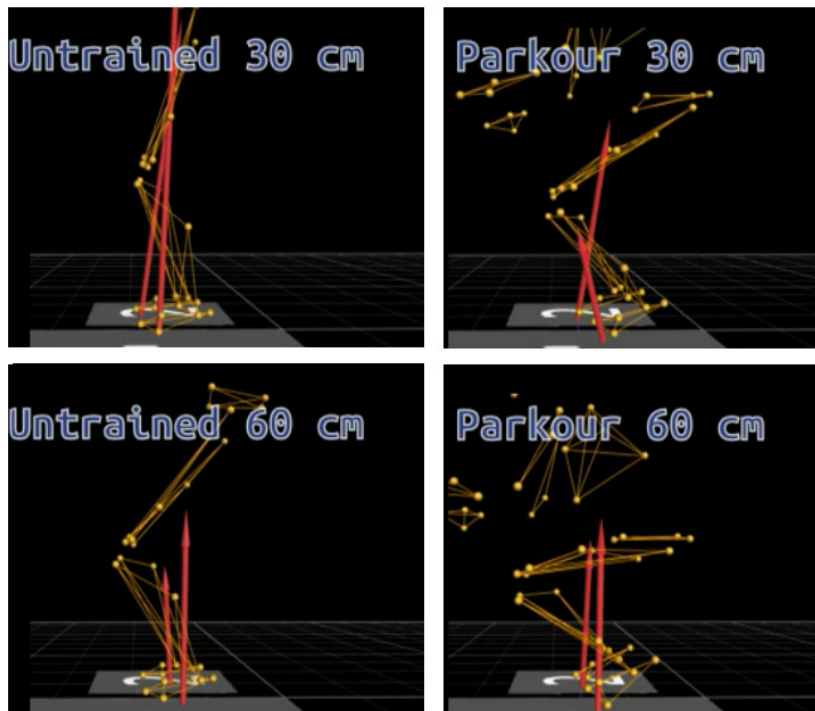


FIGURE 2-68 : RECONSTRUCTION DES DONNEES DU SAUT DE PRECISION CHEZ LES NOVICES ET LES EXPERTS

Dans un troisième temps, ce travail a nécessité la prise en main du logiciel OpenSim développé par l'université de Stanford. Ce modèle de système musculo-squelettique est un outil puissant de résolution de la dynamique inverse corps-complet. Les premiers traitements nous ont d'ores et déjà permis de déterminer les couples articulaires de nos sujets au niveau des membres inférieurs (figure 2-69). Ces résultats préliminaires tendent à montrer que les couples articulaires atteignent des valeurs supérieures chez les sujets non entraînés par rapport aux sujets pratiquant le parkour sollicitant ainsi les articulations de manière accentuée.

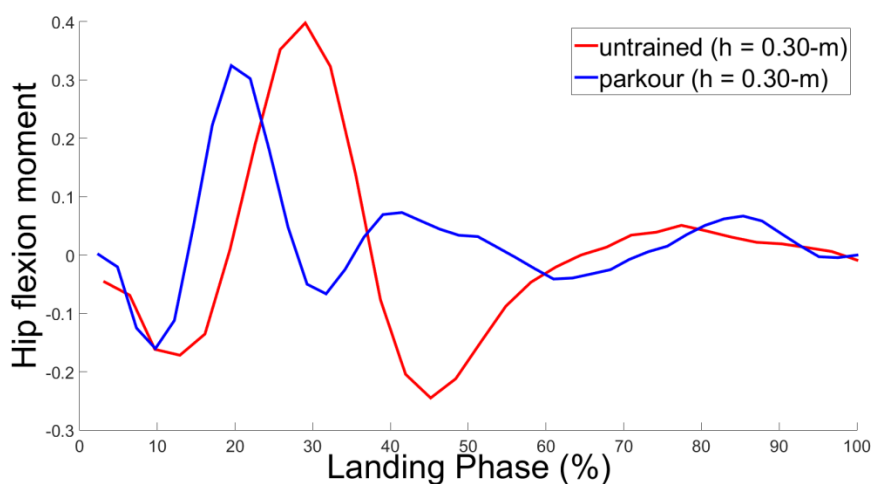


FIGURE 2-69 : COUPLE ARTICULAIRE A LA HANCHE AUTOUR DE L'AXE TRANSVERSE LORS D'UNE PHASE

D'autres paramètres tels le temps de stabilisation (Colby et al., 1999), l'index de stabilité postural (Wikstrom et al., 2005) ou encore l'ellipsoïde du centre de pression (Tagaki et al.,

1985) ont aussi permis de mettre en évidence des invariants cinétiques chez les experts. En particulier, les oscillations antéro-postérieures du centre de pression ont été observées comme significativement plus faibles chez les pratiquants de parkour que chez les novices alors que les temps de stabilisation et index de stabilité ont montré être équivalent entre experts et novices. Les forces de réaction verticale et antéro-postérieure mesurées sont aussi significativement plus faibles chez les experts. Ces résultats sont présentés sur la figure 2-71 ci-dessous. Enfin, lors de la réception, les experts présentent une importante flexion du genou générant ainsi une compliance artificielle du membre inférieur, augmentant ainsi le temps de décélération des segments et diminuant d'autant le couple articulaire.

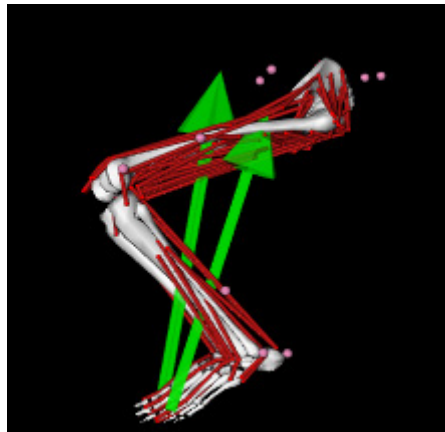


FIGURE 2-70 : MODELE OPENSIM POUR LA DETERMINATION DES COUPLES PAR DYNAMIQUE INVERSE

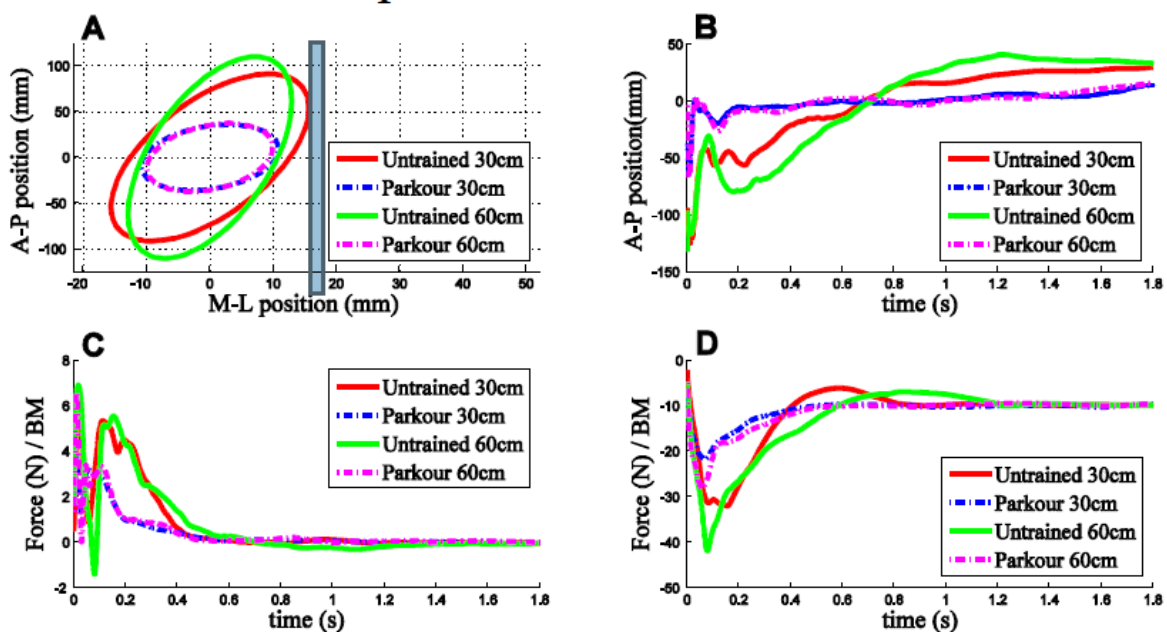


FIGURE 2-71 : DONNEES MECANIQUE DU SAUT DE PRECISION CHEZ LES NOVICES ET LES EXPERTS EN FONCTION DE LA HAUTEUR DE SAUT. A- ELLIPSOÏDE DU CENTRE DES PRESSIONS. B- TRAJECTOIRE DU CENTRE DES PRESSIONS. C- FORCE DE RECEPTION ANTERO-POSTERIEURE. D- FORCE DE REACTION VERTICALE.

Dans la suite de ce travail, nous allons utiliser les algorithmes de génération de mouvement développés par les roboticiens pour simuler, sur modèles dynamiques de systèmes anthropomorphes, l'exécution des tâches motrices de référence réalisées par les

sujets humains. Pour cela, nous utiliserons le logiciel de la pile de tâches, qui permet donc de générer des mouvements corps-complet à partir d'une hiérarchie d'objectifs et de contraintes décrites sous forme d'égalités et d'inégalités linéaires algébriques. Ce logiciel, développé pour la robotique humanoïde sera ici adapté pour permettre de générer des séquences de mouvements avec une grande variété dépendant d'un ensemble de paramètres. L'ordre de priorité dans la pile de tâches, le paramétrage de chaque critère et le choix des méthodes d'optimisation utilisées par le solveur seront tour à tour étudiés pour obtenir une enveloppe de trajectoires représentant plus fidèlement celle observée chez l'homme. Ces paramètres sont aujourd'hui choisis et réglés par le roboticien pour assurer la bonne exécution de la tâche en fonction de critères de performance choisis, souvent sans liens avec la dynamique humaine. Nous souhaitons par cette étude simuler, pour une tâche donnée, toute la variabilité des séquences de mouvement observées chez les sujets humains tout en respectant leur stabilité et leur précision.



FIGURE 2-72 : SIMULATION DES MOUVEMENTS DE PARKOUR PAR UN MODELE AGREMENTE DU ROBOT HRP-2

Les résultats issus de l'observation des mouvements humains et de la simulation des mouvements des modèles anthropomorphes seront ensuite analysés et comparés. En effectuant un va-et-vient entre ces deux approches nous effectuerons un ensemble de réglages des paramètres de simulation pour retrouver des similarités entre les mouvements observés et les mouvements simulés, afin d'en explorer la variabilité. Sur cette base, chacune des deux disciplines se nourrira des informations apportées par l'autre.

Dans un sens, en comparant le mouvement humain à son homologue simulé, nous chercherons à apporter des éléments pour modéliser le mouvement et en déduire un ensemble d'hypothèses sur sa structuration, identifier les objectifs et les contraintes qui le définissent, les priorités et/ou leur pondération, la répartition des efforts, voire l'existence de stratégies différentes en fonction de la morphologie, de l'âge, etc... Ces éléments seront extraits des égalités et/ou inégalités algébriques issus de la génération de mouvement afin de paramétrer la pile de tâches.

Dans l'autre sens, la comparaison des mouvements simulés et des mouvements humains apportera aux roboticiens des informations essentielles sur le choix des paramètres. Au-delà

du souci de générer des mouvements ressemblant à ceux de l'homme, on cherchera à extraire du modèle humain un choix de paramètres permettant une meilleure réalisation de la tâche. Notamment, la variabilité du mouvement humain permettra de définir des enveloppes de mouvements garantissant une meilleure adaptabilité à la tâche. Enfin, en injectant les mouvements simulés dans le logiciel OpenSim, nous pourrions évaluer la sollicitation musculaire correspondant aux mouvements automatiquement générés. Ceci permettra de s'assurer que les mouvements simulés sont en adéquation avec les capacités humaines en termes de couples articulaires et de force musculaire. Nous disposerons ainsi d'un outil essentiel de simulation pour l'ergonomie du mouvement, la prévention des troubles musculo-squelettiques, voire l'étude de la performance sportive en recherchant les trajectoires simulés ayant généré les contraintes internes les plus faibles pour une tâche donnée.

Ce récent travail a déjà fait l'objet d'une communication acceptée. Un article est, par ailleurs, en cours de rédaction.

G. MALDONADO, H. BITARD, P. SOUERES, B. WATIER : Evidence of dynamic postural control performance in parkour landing. Congrès de la société de Biomécanique. 28-30 Octobre 2015, Paris, France.

2.4.3 ETUDE DES SYNERGIES MUSCULAIRES

Comme nous l'avons évoqué dans l'introduction (voir 2.4.1 ci-dessus), la théorie des primitives motrices suggère l'existence de synergies musculaires. Ces synergies musculaires permettraient au système nerveux central de réduire la redondance de l'actionnement. Dans cette optique, nous avons entamé avec Nicolas Turpin actuellement chercheur au CRIR sous la direction du Pr. Feldman, initiateur du modèle- λ (Feldman, 1986; Feldman and Orlovsky, 1972) des recherches de synergies lors des tâches de pédalage. Ces travaux préliminaires ont commencé dans le cadre du travail réalisé avec Antony Costes. En effet, lors des tâches de pédalage, l'activité électromyographique de 9 muscles du membre inférieur (*tibialis anterior* (TA), *soleus* (SOL), *gastrocnemius lateralis* (GL), *vastus lateralis* (VL), *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *biceps femoris* (BF), *semitendinosus* (ST) et *gluteus maximus* (Gmax)) et, pour la première fois, de 7 muscles du membre supérieur (*erector spinae* (ES), *latissimus dorsi* (LD), partie antérieure du *deltoïdus* (Delt), *triceps lateralis* (Tri), *biceps brachii* (BB), *brachoradialis* (Br), *flexor digitorum* (Flex)) ont été analysés. Ces synergies qui représentent le couplage simultané de l'activité de plusieurs muscles, peuvent être vues comme le résultat d'une simplification de la commande motrice. Des simulations numériques ont ainsi permis de montrer qu'un mode de contrôle utilisant les synergies musculaires est viable et qu'il permet de simplifier la commande sans dégrader la performance (Berniker et al., 2009; Neptune et al., 2009).

Dans notre contexte, l'extraction des synergies est effectuée par factorisation matricielle non-négative (NMF, algorithme de Lee and Seung, 2001). Brièvement, la NMF minimise la norme de Frobenius de la différence entre la matrice EMG initiale et sa décomposition, c'est-à-dire :

$$\mathbf{E} = \mathbf{WC} + \mathbf{e}$$

$$\min_{\substack{\mathbf{W} \geq 0 \\ \mathbf{C} \geq 0}} \|\mathbf{E} - \mathbf{WC}\|_{FRO}$$

où \mathbf{E} est la matrice EMG initiale de dimension $p \times n$ (p = nombre de muscles et n = nombre de points dans le temps), \mathbf{W} est une matrice $p \times s$ (s = nombre de synergies), \mathbf{C} est une matrice $s \times n$, et \mathbf{e} une matrice $p \times n$. $\|\bullet\|_{FRO}$ établit la norme de Frobenius, qui représente la somme des éléments de la matrice élevés au carré. \mathbf{W} représente la matrice des vecteurs des synergies. La matrice \mathbf{C} est la matrice des coefficients d'activation des synergies et \mathbf{e} l'erreur résiduelle. L'algorithme est basé sur une méthode de gradient optimisant successivement \mathbf{W} et \mathbf{C} , et convergeant vers un optimum local ; Le critère d'arrêt est alors une diminution du coût de moins de 0,0001%.

L'algorithme impose de fixer le nombre de synergies *a priori*. Nous avons donc extrait successivement de 1 à 9 synergies pour le membre inférieur et de 1 à 7 synergies pour le membre supérieur. Pour chaque extraction la variance expliquée (VAF) a été calculée comme suit :

$$VAF = 1 - \frac{\sum \sum e_{ij}^2}{\sum \sum E_{ij}^2}$$

Nous avons ensuite déterminé le nombre optimal de synergies permettant d'expliquer 90% de la variance (Torres-Oviedo et al. 2006; Hug et al. 2010).

Nos premiers résultats concernant l'activité musculaire lors de la transition assis/danseuse montrent que lors du pédalage, l'activité musculaire est significativement affecté par la position ($p < 0,01$) excepté pour le *gastrocnemius medialis* (GM). Aussi, la puissance affecte le niveau d'activation musculaire pour tous les muscles exceptés pour le *rectus femoris* (RF) et le *tibialis anterior* (TA) en position danseuse (figure 2-73). Nos résultats montrent aussi que l'activité individuelle des muscles TA, SOL, RF, GM, VL et VM est significativement plus faible en position assise aux faibles puissances puis qu'il n'existe plus de différence significative d'activité aux fortes puissances. A l'inverse, les muscles BF et ST ont une activité toujours plus forte en position assise et quelle que soit la puissance.

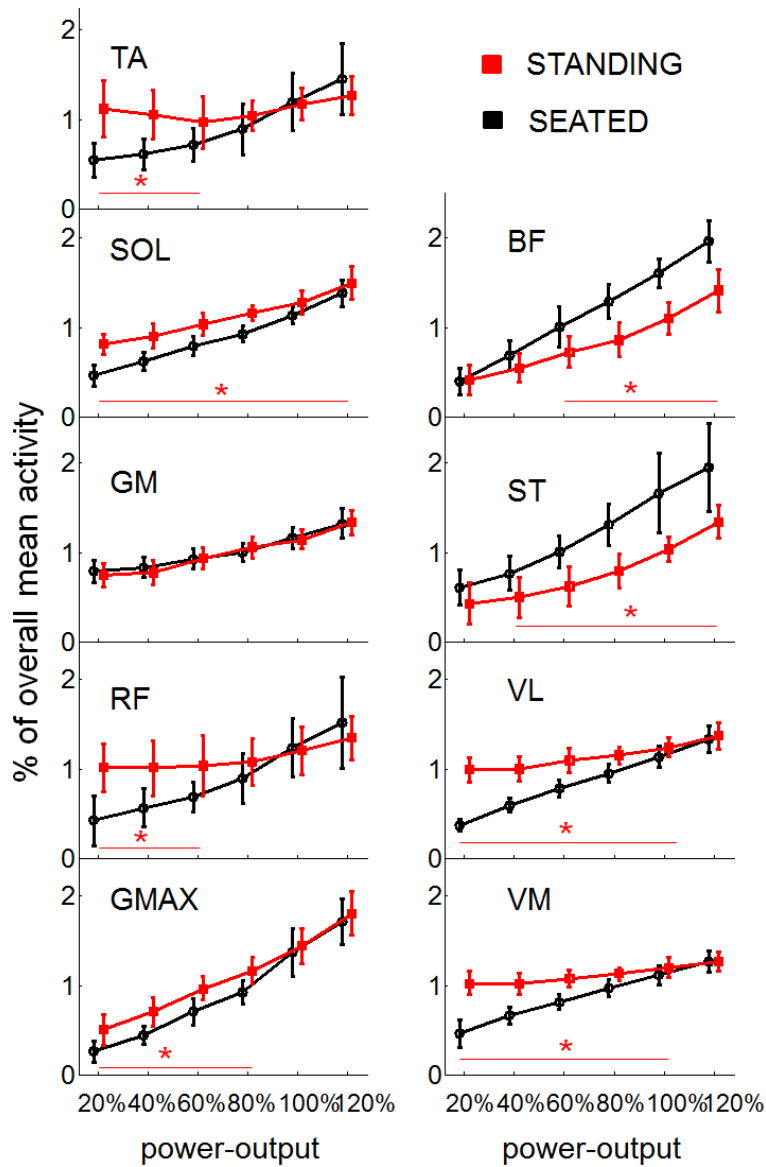


FIGURE 2-73: ACTIVITE DES MUSCLES DU MEMBRE INFERIEUR SUR UN CYCLE DE PEDALAGE EN POSITION ASSIS ET DANSEUSE EN FONCTION DE LA PUISSANCE DE TRANSITION SPONTANEE

Dans ce contexte, le nombre de synergies extraites est de 4 (figure 2-74) et ce nombre est similaire pour les positions assise ($3,8 \pm 0,8$) et danseuse ($4,1 \pm 0,9$). Ces synergies sont détaillées dans la figure 2-75. Dans la première synergie (RF/TA), ce sont principalement les muscles *rectus femoris* (RF) et *tibialis anterior* (TA) qui sont activés. La seconde synergie (EXT) est associée avec l'ensemble des muscles extenseurs et principalement ceux du genou. La troisième synergie (EXT2) est principalement liée à l'activation des muscles extenseurs de la hanche et de la cheville. Enfin, la quatrième synergie (FLEX) est associée avec les fléchisseurs du genou. Les résultats montrent aussi que la période d'activation est significativement retardée pour les synergies RF/TA, EXT et EXT2 en position danseuse.

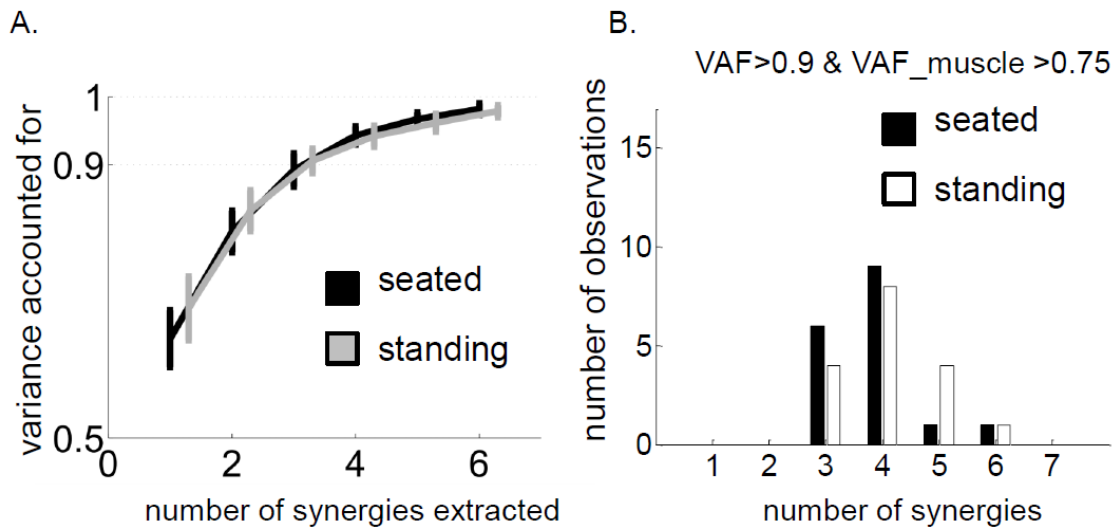


FIGURE 2-74: VARIANCE EXPLIQUÉE EN FONCTION DU NOMBRE DE SYNERGIES RETENUES (A). NOMBRE D'OCCURRENCES CONSTATES (B)

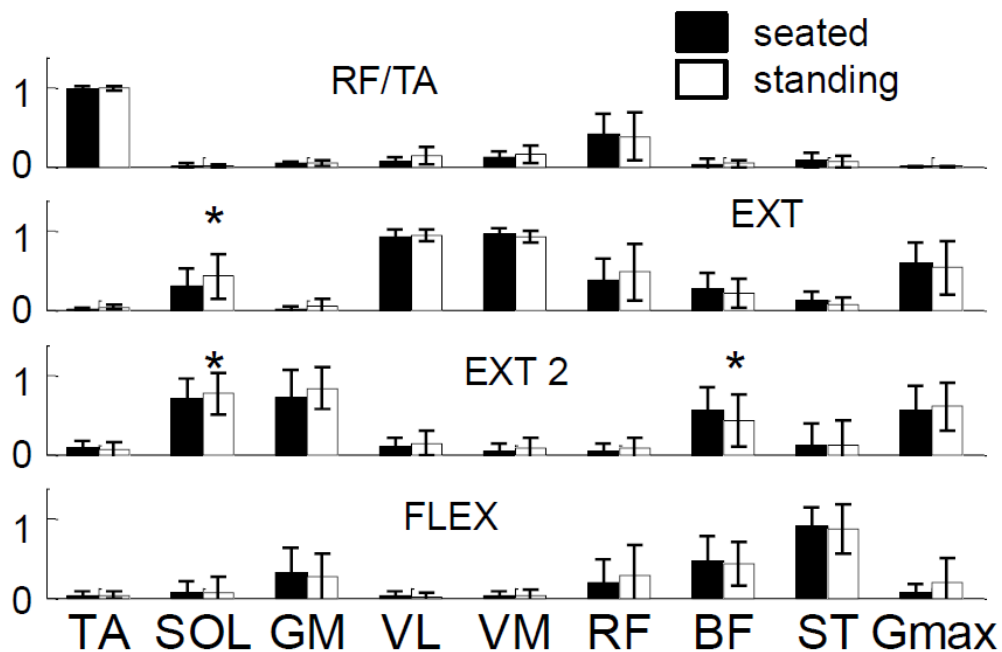


FIGURE 2-75 : POIDS DE CHAQUE MUSCLE POUR CHACUNE DES SYNERGIES LORS DE LA TRANSITION ASSIS/DANSEUSE

Pour le membre supérieur, ces premiers résultats montrent aussi que la puissance a un effet significatif sur l'ensemble des muscles ($p < 0,002$) dont l'activité augmente avec la puissance développée au pédalier. De plus, la position a un effet significatif seulement sur les muscles ES et LD ($p < 0,001$). L'activité de l'ensemble des muscles est tonique pour de faibles puissances, c'est à dire quasiment constante au cours du cycle de pédalage alors qu'elle devient phasique (avec des pics d'intensité) pour les fortes puissances à compter de 80% de la puissance de transition spontanée (460 ± 85 Watts). Ainsi, certains muscles (DELTA, BB et Br) présentent un seul maximum d'activités aux alentours de 50% du cycle alors que les autres muscles ES, Tri, Flex et LD présentent deux pics d'activité au cours du cycle.

La majorité des sujets présentent par ailleurs 3 synergies distinctes. De nouveau, les synergies sont identiques entre les positions assise et danseuse. La première synergie

implique les muscles Delt, BB et Br. Dans la deuxième synergie, ce sont principalement les muscles Tri, Flex et ES qui sont activés. Enfin, la troisième synergie est étroitement liée à l'activité du muscle LD et dans une moindre mesure aux muscles ES, Delt et BB.

En outre, en comparant les données du membre supérieur et du membre inférieur, on note que l'activité des extenseurs du genou (synergie EXT) est synchronisée avec la synergie 1. Il ne pourrait ainsi y avoir qu'une seule synergie pour l'ensemble de ces muscles. Cette synergie se remarque particulièrement pour les fortes puissances, lorsque la force appliquée sur les pédales augmente fortement. Elle pourrait ainsi être liée au besoin de stabilisation du tronc qui tend à être mobilisé en raison du couple appliqué à la hanche. De même, la synergie 3 montre une forte intensité en position danseuse pour les fortes puissances et tend à apparaître lorsque la manivelle se situe entre 90 et 180° près du point mort bas. De nouveau, l'hypothèse de synergies importantes entre les membres supérieurs et inférieurs peut être émise.

Nos travaux concernant les synergies musculaires sont récents et nous ouvrent ainsi de nouvelles perspectives. En particulier, sur la base des données acquises, la suite du travail va consister à comparer l'évolution des synergies pour les 2 transitions assis/danseuse à vélo et marche/course lors de la locomotion. En effet, ces premiers résultats tendent à montrer que pour ces deux tâches d'apparence distinctes, les synergies (au moins pour le membre inférieur) sont proches (voir aussi Barroso et al., 2014). De là, on peut imaginer, que le SNC travaille pour réduire la redondance de l'actionnement avec un nombre relativement faible de synergies encodées et stables qui permettent toutefois de réaliser une grande variabilité de tâches. Ainsi, les bases neurales seraient transversales à ces différents modes de locomotion.

Aussi, les résultats concernant l'activité individuelle de chaque muscle (figure 2-73) tendent à montrer que le niveau d'effort envoyé au muscle est un indicateur potentiel de la transition assis/danseuse. C'est précisément ce résultat que nous souhaitons aussi investiguer prochainement pour la transition marche/course.

Enfin, il semble que certaines synergies du membre supérieur et du membre inférieur soient synchrones. La recherche de synergies incluant l'ensemble des membres fait aussi l'objet d'un prochain travail comme cela a déjà été proposé au niveau du poignet et de la cheville (Dietz, 2011; Zehr et al., 2007).

Ces travaux préliminaires ont d'ores et déjà fait l'objet de deux articles soumis

N. TURPIN, A. COSTES, B. WATIER: Is there a transition in pedaling? An electromyographic analysis. Soumis à Journal of Electromyography and Kinesiology.

N. TURPIN, A. COSTES, P. MORETTO, B. WATIER: Upper limb and trunk muscles activity patterns during seated and standing cycling. Soumis à Medicine & Science in Sports & Exercise.

2.4.4 PARAMETRES DE STABILITE DU MOUVEMENT

Ce projet vise à revisiter les paramètres de stabilité chez l'homme et d'apporter ainsi à la pile de tâches de nouveaux critères de commande des robots humanoïdes. Ce projet est

actuellement mis en œuvre par François Bailly dans le cadre de son M2R et se poursuivra l'an prochain en thèse sous la co-direction de Philippe Soueres et moi-même. Ce sujet de recherche provient de longues discussions sur les critères de commande des robots humanoïdes en lien avec le séminaire de mécanique générale et Lagrangienne que j'ai donné lors de mon arrivée au sein du groupe Gepetto. En effet, les critères de stabilité usuellement utilisés tels que le centre des pressions (CoP souvent appelé Zero Moment Point- ZMP) pour la locomotion humaine ne sont plus adaptés dès lors que la locomotion s'effectue sur un sol non plat ou lors de postures multi-contacts (mains, pieds, ...). Ce dernier critère de stabilité est pourtant très largement répandu dans la littérature tant au sein de la communauté des biomécaniciens (Cavanagh, 1978) que de celle des roboticiens (Kajita et al., 2009). Son contrôle par le système nerveux central ou par les logiciels de commande des systèmes antropomorphes est ainsi considéré comme une tâche prioritaire par les modélisateurs des 2 disciplines. D'autres auteurs, tels Hof et al. (2005), proposent à partir d'un modèle simple de pendule inverse sur sol horizontal que la projection de la position du centre de gravité auquel on ajoute la vitesse multipliée par une constante de temps doit rester à l'intérieur de la surface d'appui. Cependant ce résultat purement intuitif n'a pas pu être confirmé lors de mouvements fortement instables. Nous proposons ainsi dans ce projet de déterminer de nouveaux paramètres d'étude de la stabilité qui puissent s'adapter tant à l'homme qu'aux systèmes antropomorphes ainsi qu'à la locomotion sur différents types de sol.

Aussi, afin d'introduire plus avant nos réflexions, nous présentons ci-dessous les définitions des différents paramètres directement issus de la théorie des champs antisymétriques de \mathbb{R}^3 et de notre cours de mécanique générale. En effet, le centre des pressions est défini comme l'intersection du plan $z=0$ (sol) avec l'axe le long duquel le moment du torseur des actions mécaniques est colinéaire à \vec{e}_z .

Rappelons tout d'abord l'équation du principe fondamental de la dynamique déjà vu au paragraphe 2.3.3 ci-dessus :

$$\begin{Bmatrix} m_S \cdot \vec{a}_{S/\mathcal{R}_0}^G \\ \vec{\delta}_{S/\mathcal{R}_0}^O \end{Bmatrix}_O = \begin{Bmatrix} \vec{F}_{S \rightarrow S} \\ \vec{M}_{S \rightarrow S}^O \end{Bmatrix}_O$$

Où $\vec{M}_{S \rightarrow S}^O$ est le moment des actions mécaniques extérieures au sujet au point O. Sans nuire à la généralité du problème, supposons par la suite que O soit situé à l'origine du repère (en utilisant la propriété des champs rigidifiant, on peut, en effet, toujours transférer la relation précédente en un point quelconque). D'après la définition, cherchons les points P le long duquel le moment est colinéaire à \vec{e}_z . On a :

$$\begin{aligned} \vec{M}_{S \rightarrow S}^P &= \vec{M}_{S \rightarrow S}^O + \vec{F}_{S \rightarrow S} \wedge \vec{OP} = \vec{M}_{S \rightarrow S}^O + \begin{vmatrix} F_{S \rightarrow S}^x & x_P \\ F_{S \rightarrow S}^y & y_P \\ F_{S \rightarrow S}^z & z_P \end{vmatrix} \\ &= \vec{M}_{S \rightarrow S}^O + (z_P F_{S \rightarrow S}^y - y_P F_{S \rightarrow S}^z) \vec{e}_x + (x_P F_{S \rightarrow S}^z - z_P F_{S \rightarrow S}^x) \vec{e}_y + (y_P F_{S \rightarrow S}^x - x_P F_{S \rightarrow S}^y) \vec{e}_z \end{aligned}$$

Puisque par définition : $\begin{cases} \vec{M}_{S \rightarrow S}^P \cdot \vec{e}_x = 0 \\ \vec{M}_{S \rightarrow S}^P \cdot \vec{e}_y = 0 \end{cases}$ on obtient en faisant le produit scalaire de la relation précédente avec \vec{e}_x et \vec{e}_y . On obtient :

$$\begin{cases} \vec{M}_{S \rightarrow S}^O \cdot \vec{e}_x + z_P F_{S \rightarrow S}^y - y_P F_{S \rightarrow S}^z = 0 \\ \vec{M}_{S \rightarrow S}^O \cdot \vec{e}_y + x_P F_{S \rightarrow S}^z - z_P F_{S \rightarrow S}^x = 0 \end{cases}$$

On obtient ainsi deux équations de plan du type $ax_p + by_p + cz_p = d$ dont l'intersection est bien une droite. Comme propriété supplémentaire, on peut noter que cette axe est colinéaire à la résultante des actions mécanique $\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}$. En effet, soient P_1 et P_2 deux points de cet axe. Montrons d'abord que $\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_2} = \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_1}$.

On a par hypothèse : $\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_1} = \lambda_1 \vec{e}_z$ et $\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_2} = \lambda_2 \vec{e}_z$. L'invariant du torseur étant égal à $\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^O \cdot \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}$, on a $\forall (P_1, P_2) : \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_2} \cdot \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} = \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_1} \cdot \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}$. Soit :

$$\lambda_1 \cdot F_{\bar{s} \rightarrow S}^z = \lambda_2 \cdot F_{\bar{s} \rightarrow S}^z$$

Ceci étant vrai quel que soit $F_{\bar{s} \rightarrow S}^z$ alors $\lambda_1 = \lambda_2$ et :

$$\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_2} = \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_1}$$

Ainsi, on utilisant la relation de passage : $\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_2} = \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^{P_1} + \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} \wedge \overline{P_1 P_2}$ il faut que $\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} \wedge \overline{P_1 P_2} = \vec{0}$. $(P_1 P_2)$ est donc colinéaire avec la résultante $\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}$.

Le centre des pressions est défini, lui, comme l'intersection de cet axe avec le plan $z=0$. Soit :

$$\begin{cases} x_p = -\frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^O \cdot \vec{e}_y}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z} \\ y_p = \frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^O \cdot \vec{e}_x}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z} \\ z_p = 0 \end{cases}$$

Une autre démonstration montre aussi que ce point est nécessairement dans la surface convexe définie par l'enveloppe de la limite extérieure de tous les appuis (aussi appelée simplement surface d'appui ou polygone de sustentation).

D'après le principe fondamental de la dynamique, énoncé ci-dessus, le moment au centre des pressions, colinéaire à \vec{e}_z est donc égal au moment dynamique du sujet. Le moment dynamique n'a donc qu'une composante verticale. Cette composante est aussi, par construction, liée à l'accélération angulaire du sujet. Ainsi, le sujet a tendance à tourner autour de l'axe \vec{e}_z seulement au niveau du centre des pressions. Les chutes étant liés à des rotations globales du sujet autour de \vec{e}_x et/ou \vec{e}_y , il convient selon les modélisateurs de conserver le centre des pressions bien au centre de la surface d'appui afin d'éviter une tendance à chuter. Un centre des pressions trop proches de la limite de la surface d'appui est ainsi généralement considéré comme un indicateur de l'instabilité (Kajita et al., 2009). C'est pour cette raison que le centre des pressions est considéré dans la littérature comme un indicateur de la stabilité.

Notons à ce stade que le Zero Moment Point des roboticiens est généralement défini à partir du torseur dynamique et non à partir du torseur des actions mécaniques. Comme ils sont égaux, le point déterminé ne change pas. Notons cependant que le terme Zero Moment Point est, au sens strict, impropre puisque qu'une composante de moment autour de \vec{e}_z n'est, à priori, pas nulle.

Cependant, les définitions données ci-dessus, sont inutilisables dès lors que la locomotion se fait sur un sol non plat et/ou en multi-contacts. Les modélisateurs, tels Sardain and Bessonnet (2004a) ont ainsi proposé d'étudier un centre de pression virtuel. Celui-ci étant défini à partir des normales aux contacts \vec{n}_1 et \vec{n}_2 des deux pieds. Le centre des pressions virtuel est alors défini comme intersection du plan $z=0$ (plan moyen sol) avec l'axe dont le moment est porté par le vecteur \vec{n} défini comme suit :

$$\vec{n} = \frac{\vec{F}_1 \cdot \vec{n}_1 + \vec{F}_2 \cdot \vec{n}_2}{\|\vec{F}_1 \cdot \vec{n}_1 + \vec{F}_2 \cdot \vec{n}_2\|}$$

Ou \vec{F}_1 est la force de réaction du pied 1 et \vec{F}_2 la force de réaction du pied 2. On crée ainsi une normale virtuelle au plan de locomotion pondéré par les directions des surfaces d'appui de chaque pied et par les valeurs des forces d'appui. Le centre des pressions virtuelles doit alors comme précédemment rester dans la projection sur le plan $z=0$ de la surface d'appui. Ces développements ont permis d'améliorer la génération de trajectoire lors de la locomotion sur sol non plat (Sardain and Bessonnet, 2004b).

Pendant, ce critère bute toujours sur la prise en compte du multi-contacts et sur la locomotion sur des plans très éloignés du plan horizontal moyen $z=0$. Nous souhaitons ainsi ici reprendre l'idée d'avoir un moment dynamique minimal autour duquel les accélérations angulaires sont le plus faible possible. D'après les propriétés des torseurs, nous allons montrer que cet axe est l'axe central du torseur. En effet, par définition, l'axe central du torseur est l'axe le long duquel le moment est colinéaire à la résultante, soit : $\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}$. Si P est un point de cet axe, alors :

$$\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^P = \lambda \cdot \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} = \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^O + \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} \wedge \overrightarrow{OP}$$

D'où en effectuant le produit scalaire de cette relation avec $\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}$, on obtient :

$$\lambda = \frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^O \cdot \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}}{\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}^2}$$

On reconnaît au numérateur l'invariant du torseur. λ est donc une constante et le moment reste aussi constant le long de l'axe central. De plus, si Q est un point quelconque, on obtient :

$$\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^Q = \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^P + \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} \wedge \overrightarrow{PQ}$$

Soit :

$$\begin{aligned} \|\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^Q\|^2 &= \|\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^P + \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} \wedge \overrightarrow{PQ}\|^2 \\ &= \|\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^P\|^2 + 2[\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^P \cdot (\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} \wedge \overrightarrow{PQ})] + \|\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} \wedge \overrightarrow{PQ}\|^2 \end{aligned}$$

Or $\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^P = \lambda \cdot \vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S}$. Le second terme est donc nul. Il reste :

$$\|\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^Q\|^2 = \|\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^P\|^2 + \|\vec{F}_{\bar{s} \rightarrow S} \wedge \overrightarrow{PQ}\|^2$$

Soit :

$$\|\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^Q\| \geq \|\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^P\|$$

Le moment est donc, en effet, minimal sur l'axe central du torseur. Lors de la marche sur sol horizontal, on peut aussi montrer que l'intersection de cet axe avec le sol est toujours à l'intérieur de la surface d'appui. Selon notre hypothèse, c'est ce point de moment minimal (MMP : Minimum Moment Point) qu'il convient de contrôler et de conserver au centre de cette surface d'appui car c'est autour de cet axe que la norme de l'accélération angulaire est minimale.

Par ailleurs, après développement, l'équation de l'axe central du torseur vérifie :

$$\frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^O \cdot \vec{e}_x + z_P F_{\bar{s} \rightarrow S}^y - y_P F_{\bar{s} \rightarrow S}^z}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^x} = \frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^O \cdot \vec{e}_y + x_P F_{\bar{s} \rightarrow S}^z - z_P F_{\bar{s} \rightarrow S}^x}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^y} = \frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^O \cdot \vec{e}_z + y_P F_{\bar{s} \rightarrow S}^x - x_P F_{\bar{s} \rightarrow S}^y}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z}$$

Lors de la marche conventionnelle sur sol horizontal, l'intersection de cet axe central avec le sol vérifie en prenant $z_p = 0$:

$$\left\{ \begin{array}{l} x_p = \frac{1}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^x{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^y{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^z{}^2} \left[\frac{F_{\bar{s} \rightarrow S}^x F_{\bar{s} \rightarrow S}^y}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z} \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^0 \cdot \vec{e}_x - F_{\bar{s} \rightarrow S}^y \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^0 \cdot \vec{e}_z \right] - \frac{F_{\bar{s} \rightarrow S}^y{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^z{}^2}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^x{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^y{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^z{}^2} \cdot \frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^0 \cdot \vec{e}_y}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z} \\ y_p = \frac{1}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^x{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^y{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^z{}^2} \left[-\frac{F_{\bar{s} \rightarrow S}^x F_{\bar{s} \rightarrow S}^y}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z} \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^0 \cdot \vec{e}_y - F_{\bar{s} \rightarrow S}^x \vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^0 \cdot \vec{e}_z \right] + \frac{F_{\bar{s} \rightarrow S}^y{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^z{}^2}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^x{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^y{}^2 + F_{\bar{s} \rightarrow S}^z{}^2} \cdot \frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^0 \cdot \vec{e}_x}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z} \\ z_p = 0 \end{array} \right.$$

Formulation nettement plus complexe, à priori, que le centre de pressions. Cependant, si lors de la marche on suppose que : $F_{\bar{s} \rightarrow S}^x \ll F_{\bar{s} \rightarrow S}^z$ et $F_{\bar{s} \rightarrow S}^y \ll F_{\bar{s} \rightarrow S}^z$, ce qui reste une hypothèse raisonnable au vu de la littérature, alors un développement limité au premier ordre donne :

$$\left\{ \begin{array}{l} x_p \approx -\frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^0 \cdot \vec{e}_y}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z} \\ y_p \approx \frac{\vec{M}_{\bar{s} \rightarrow S}^0 \cdot \vec{e}_x}{F_{\bar{s} \rightarrow S}^z} \\ z_p = 0 \end{array} \right.$$

On reconnaît la position du centre des pressions. Ce résultat avait aussi été évoqué sous une autre forme par Shimba (1984). Ainsi, lors de la marche, CoP et MMP sont proches et, sur cette base, il reste difficile de déterminer le bon critère de stabilité à prendre en compte.

Nous souhaitons ainsi poursuivre ce projet à l'aide d'une étude expérimentale. Localiser systématiquement la position du MMP lors de la marche et la course et comparer sa position à celle du centre des pressions. Par la suite, nous souhaitons généraliser l'étude du mouvement de l'axe central du torseur dynamique lors de mouvements plus complexes et plus dynamiques et surtout plus instables chez l'homme nécessitant des contraintes de multi-contacts. Notre hypothèse étant que cet axe est bien contrôlé par le système nerveux central et pourrait ainsi continuellement passer par le centre de gravité du sujet ou par la tête afin d'assurer une bonne stabilisation des informations sensorielles. Ces perspectives ouvrent de nouvelles voies dans le contrôle des robots humanoïdes dont l'instabilité naturelle demeure une des préoccupations majeures des roboticiens. La détermination de nouveaux paramètres de stabilité pourrait aussi avoir des conséquences importantes dans l'étude de la stabilité chez l'homme avec des applications liées à l'activité physique et au vieillissement.

2.4.5 PEDALAGE D'HRP2

Nos travaux concernant la mécanique du pédalage nous ont permis d'investiguer de nombreux paramètres mécaniques (voir 2.4.3 ci-dessus). Cependant, de nombreuses questions restent en suspens. En particulier, comment le système nerveux central choisit la part de puissance pour chacune des articulations du membre inférieur. A ce stade, il semble que selon nos travaux, la minimisation du MCF soit un critère de choix amenant à la sélection d'une commande musculaire. Afin de s'assurer de la validité de ce critère, nous souhaitons faire pédaler HRP-2 selon de multiples modalités de commande articulaire. En effet, si, en position assise le théorème de l'énergie cinétique nous assure que la somme des puissances développées au membre inférieur est égale à la puissance au pédalier, il reste une infinité de répartition possible de cette puissance entre la cheville, le genou et la

hanche. C'est précisément ces puissances que nous souhaitons faire varier entre les différentes articulations en utilisant HRP-2.

En ce sens, HRP-2 serait un puissant moyen d'investigation de la mécanique du pédalage au service des biomécaniciens. Susceptible de répondre à une large variété de commandes, il pourrait confirmer que la modalité choisie chez l'homme correspond bien au minimum de couple articulaire global sur l'ensemble du membre inférieur.

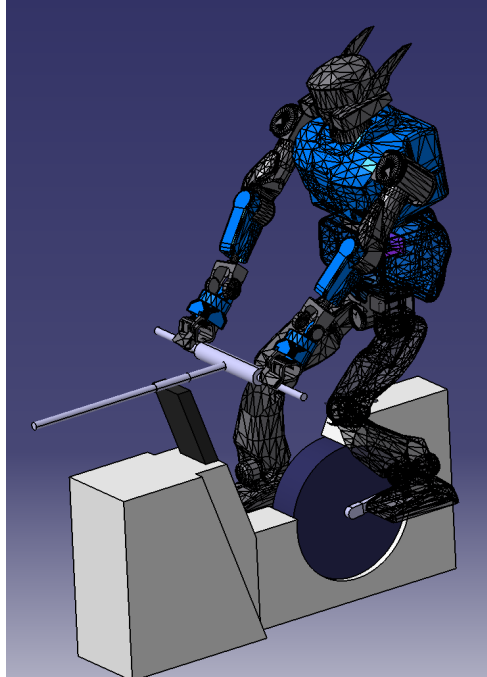


FIGURE 2-76 : TRAVAUX PRELIMINAIRES CONCERNANT LE PEDALAGE D'HRP-2 SUR ERGOCYCLE LODE-EXCALIBUR

De plus, ce contexte d'étude répond à un important challenge de robotique. En effet, le robot doit ici rester stable tout en vérifiant des contraintes de multi-contact sur la selle, le cintre et les pédales. Ces dernières, difficulté supplémentaire, effectuent des rotations à vitesse constante dans notre contexte d'étude. Notons enfin que notre ergocycle est asservi en puissance, ce qui correspond encore à une situation peu maîtrisée par les roboticiens. Pour tout cela des développements sont en cours et visent à permettre d'intégrer une commande en couple du robot HRP-2 combiné au logiciel de la pile de tâches. Actuellement ce travail est réalisé en synergie avec Olivier Stasse (DR – LAAS – CNRS) et est mis en œuvre par Benoit Sinivassin, étudiant M2R, sous notre co-direction.

De manière similaire, nous souhaitons commander le robot Roméo en couple pour la réalisation de la marche à partir des données de dynamique inverse acquises dans le cadre du travail de David Villeger. Actuellement, les deux équipes travaillent sur ce projet. D'une part les biomécaniciens qui mettent à l'échelle les données de couple pour l'anthropométrie spécifique de Roméo (1m47 – 42kg) et d'autre part les roboticiens qui finalisent la commande en couple du robot.

2.4.6 PROJET INTEGAIT

Le projet InteGait porté par Franck Multon du M2S à Rennes a été soumis à la commission européenne (Horizon 2020 - Call: H2020-PHC-2015-single-stage - Topic: PHC-30-2015 - Type of action: RIA - Proposal number: 689035) en mai 2015 et la réponse à l'appel à projets est attendue pour septembre 2015. En tant que responsable scientifique du projet InteGait pour le LAAS, une part non négligeable de mon CRCT en 2014-2015 a servi à la rédaction de ce projet. Le dossier InteGait fait l'objet d'une demande de budget de 5M€ (dont 400k€ pour le LAAS).

Ce projet déposé auprès de la commission européenne s'inscrit de nouveau parfaitement dans nos perspectives de recherche au sein de l'équipe Gepetto. En effet, l'objectif du projet vise à maintenir ou améliorer la marche chez des patients atteints de troubles de la locomotion. Pour cela, InteGait propose de bâtir un système d'aide à la décision permettant à l'équipe médicale impliquée dans le traitement des patients de posséder des informations objectives quant aux différentes possibilités d'intervention chirurgicales qui s'offrent à eux. Ce système de décision sera établi à partir de simulations personnalisées concernant les effets des différentes interventions envisagées et d'objectifs fixés au préalable (i.e : marcher plus longtemps, développer des couples plus faibles au genou ou dépenser une énergie métabolique moindre). A cette fin, l'ensemble des parties prenantes (médecins, patient, ingénieurs, biomécaniciens...) intégreront dans une base de données unique l'ensemble des données hétérogènes déjà acquises concernant la pathologie qui amèneront à la construction d'un modèle géométrique personnalisé du patient.

L'équipe Gepetto du LAAS sera particulièrement impliquée dans deux lots concernant d'une part la modélisation des objectifs sous forme de fonctions de coûts et d'autre part la plateforme de simulation du mouvement humain.

En effet, comme déjà vu, la redondance du système musculo-squelettique impose dans le cadre du contrôle optimal de minimiser certains critères pour trouver une solution d'actionnement unique. Sur cette base, l'équipe Gepetto travaillera à la définition de ces fonctions de coût à minimiser en regard de l'objectif du patient. Ainsi, on peut penser à minimiser le jerk, l'énergie dépensée ou encore la somme des forces musculaires. L'ensemble de ces couts peut aussi être pris en considération avec des pondérations distinctes pour chacun d'entre eux. La pondération des couts sera déterminée à partir d'acquisitions de motion capture dans laquelle des sujets auront été contraints à marcher lentement, en augmentant le double appui, ... permettant ainsi de simuler artificiellement les différents objectifs que l'on se sera fixé pour les patients. Le rôle de l'équipe Gepetto sera ici, selon une procédure de contrôle optimale inverse de déterminer le poids de chacun de ces coûts en fonction du type de marche : normal ou contraint.

L'équipe Gepetto sera aussi largement impliquée dans le développement du logiciel de simulation. Ce logiciel de simulation sera systématiquement personnalisé à la morphologie du sujet étudié. Il permettra sur la base des couts déterminés dans les tâches précédentes de déterminer la cinématique, les couples articulaires et à un niveau plus fin les efforts musculaires du patient. Ces simulations pourront être faites sur la base des différentes modalités d'intervention prévues et permettront ainsi de comparer les effets de chacune d'entre elles. Ces modèles de simulation avec un haut niveau de granularité correspondant aux différents tissus du système musculo-squelettique seront directement intégrés au système de prise de décision comme indicateurs. Dans le développement du logiciel, les

compétences de Gepetto en termes de contrôle optimal (Laumond et al., 2014; Romano et al., 2015) seront intégrés dans les solveurs de résolution de la dynamique du système musculo-squelettique. L'ensemble sera intégré à l'interface logiciel AnyBody MSM déjà largement répandu comme logiciel de simulation en biomécanique.

2.4.7 CONCLUSION

Les perspectives ouvertes par mon intégration au sein d'une équipe composée de roboticiens et de biomécaniciens sont, comme on l'a vu, nombreuses. Elles permettent à la fois d'entrevoir des méthodes de commande des systèmes anthropomorphes basées sur des principes mécaniques plus proches de celles habituellement utilisées par l'homme. Réciproquement, les logiciels de simulation de mouvements et les robots humanoïdes de taille humaine sont des puissants outils d'investigation de la mécanique humaine. Ils permettent de simuler une large variété de comportement moteur et de pouvoir ainsi comparer le coût de chacune de ces modalités. Le va et vient entre roboticiens et biomécaniciens permet ainsi à chacune des disciplines de s'enrichir mutuellement des apports de l'autre.

Sur ces différents aspects, plusieurs études sont en cours ou programmés comme nous l'avons vu. D'autres études (non présentées ici) telles que le projet "yoyoman" ou encore l'étude de l'influence de l'immobilisation de la tête sur la locomotion ont été initiées dans le cadre de l'ERC Actanthrope piloté par Jean-Paul Laumond. Plusieurs débats ont aussi pu naître au sein du projet ANR Entracte dans lequel j'ai été intégré, en particulier sur le challenge Extrêm Man, dédié à la simulation de mouvements dynamique du robot HRP-2. Une nouvelle dynamique est ainsi apparue depuis mon intégration au sein de l'équipe Gepetto dont nous espérons qu'elle puisse être la source de nombreuses avancées dans la compréhension du contrôle du mouvement chez l'homme et dans la commande des systèmes anthropomorphes.

3 LISTES DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

3.1 PUBLICATIONS

A ce jour, j'ai publié 16 articles dans des revues à comité de lecture dont 12 dans des revues internationales. Deux autres articles sont sous presse, trois articles supplémentaires, soumis sont en révision mineure et montrent ainsi une continuité des travaux engagés. Deux autres papiers ont été soumis et 2 autres, non indiqués sont actuellement en cours d'écriture. Je présente ci-dessous dans deux tableaux distincts les publications dans des revues internationales et nationales. Les auteurs apparaissent systématiquement dans l'ordre d'apparition sur l'article. P

AUTEURS	ANNEE	REVUE	TITRE
GRAFTIAUX A. WATIER B. GENTIL P. MAZEL C. SKALLI W. DIOP A. KEHR P.H. LAVASTE F.	1995	European Journal of Orthopaedic Surgery & traumatology, 1995, pp265-269 dx.doi.org/10.1007/BF02716534	Biomechanical evaluation of different instrumentation for spinal stabilisation.
BARTHES X. WATIER B. ZELLER R. DUBOUSSET J.	1997	Surgical and radiologic Anatomy, 21, pp 7-9 dx.doi.org/10.1007/BF01644403	Comportement biomécanique in vitro de la colonne vertébrale et de la jonction lombo-pelvienne
GHANEM I. HAGNERE F. DUBOUSSET J. WATIER B. SKALLI W. LAVASTE F.	1997	Spine 22, pp 1913-1921 dx.doi.org/10.1097/00007632-199708150-00021	Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. A preliminary report.
BARTHES X WATIER B. ZELLER R. DUBOUSSET J.	1999	Surgical and radiologic anatomy, pp377-381 dx.doi.org/10.1007/BF01631345	Biomechanical behaviour in vitro of the spine and lumbosacral junction.

GAUTIER J. BALY L. ZANONE P.G. WATIER B.	2004	Journal of sports science and medecine, 3, pp 91-95 http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3899537/	A kinematic study of finswimming at surface
POIRIER E. DO M.C. WATIER B.	2007	Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 10S, pp171-172 dx.doi.org/10.1080/10255840701479834	An alternative method to calculate forces applied on a cyclist pedal
VILLEGER D. DELATTRE N. WATIER B. MORETTO P.	2012	Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 15S, pp189-190 dx.doi.org/10.1080/10255842.2012.713726	Froude and Strouhal Dimensionless numbers to study human gait : an experimental approach
TURPIN N. COSTES A. VILLEGER D. WATIER B.	2014	European Journal of Applied Physiology, 11, pp1-11 dx.doi.org/10.1007/s00421-014-2900-3	Selective Muscle Contraction during Plantar flexion is Incompatible with Maximal Voluntary Torque Assessment
VILLEGER D. COSTES A. WATIER B. MORETTO P.	2014	Medical Engineering & Physics Vol. 11, pp 1530-1535 dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.08.002	An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform in walking gait
VILLEGER D. COSTES A. WATIER B. MORETTO P.	2014	Journal of Biomechanics Vol. 47, pp3862-3867 dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.012	Modela as a Froude and Strouhal Dimensionless Numbers Combination for Dynamic Similarity in Running
VILLEGER D. COSTES A. WATIER B. MORETTO P.	2015	Gait and Posture, 41, pp240-245 dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.10.016	Walking dynamic similarity induced by a combination of Froude and Strouhal dimensionless numbers: Modela-w

TURPIN N. COSTES A. WATIER B.	2015 In press	Physiological Reports (manuscript ID PHY2-2015-01-0038)	Is there a transition in pedaling? An Electromyographic Analysis
COSTES A. TURPIN N. VILLEGER D. MORETTO P. WATIER B.	Soumis 2015 (en révision)	Journal of Applied Biomechanics (manuscript JAB.2014-0295)	Influence of position and power output on upper limb kinetics in cycling
COSTES A. VILLEGER D. MORETTO P. WATIER B.	2015 In press	Journal of Human Kinetics	Transferability between isolated joint torques and a maximum polyarticular task: a descriptive study
COSTES A. TURPIN N. VILLEGER D. MORETTO P. WATIER B.	Soumis 2015 (en révision)	Journal of Biomechanics (mansucript BM-D-15-00077)	A reduction of the saddle vertical force is triggering the sit-to-stand transition in cycling
VILLEGER D. COSTES A. WATIER B. MORETTO P.	Soumis 2015	Journal of Biomechanics (manuscript BM-D-15-00628)	Elastic Energy in Locomotion: Simple vs. Complex Models
COSTES A. TURPIN N. VILLEGER D. MORETTO P. WATIER B.	Soumis 2015	Journal of Biomechanics (manuscript BM-D-15-00712)	Minimisation of cost functions is associated with the sit-stand transition in cycling

TABLEAU 3-1: PUBLICATIONS DANS DES REVUES INTERNATIONALES A COMITE DE LECTURE

AUTEURS	ANNEE	REVUE	TITRE
GAUTIER J. BALY L. ZANONE P.G. WATIER B.	2004	Science et sports, 19, pp196-198 doi:10.1016/j.scispo.2003.08.003	Effect of practice level and race distance on kinematic parameters in finswimming

WATIER B.	2006	ITBM-RBM, 27, pp 92-106 doi:10.1016/j.rbmret.2006.05.006	Mechanical behavior of the cervical spine: literature update
POIRIER E. WATIER B.	2007	Science & sports, 22, pp190-195 doi:10.1016/j.scispo.2007.08.002	Le passage de la posture classique à la posture danseuse par le cycliste répond-il à une recherche de minimisation de l'effort musculaire
VILLEGIER D. WATIER B.	2013	Science et Motricité, 80, pp31-37 dx.doi.org/10.1051/sm/2012024	Three dimensional dynamic analysis of the handball penalty throw according to expertise level and target location

TABLEAU 3-2 : PUBLICATIONS DANS DES REVUES NATIONALES A COMITE DE LECTURE

3.2 COMMUNICATIONS

Je présente dans le tableau ci-dessous l'ensemble de mes communications dans des congrès nationaux et internationaux avec **comité scientifique et actes publiés**. Au total, 17 communications ont été faites et 3 ont été soumises pour des congrès ayant lieu cette année. 10 communications ont été faites dans des congrès nationaux (essentiellement l'ACAPS et le congrès de la société de biomécanique) et 7 dans des congrès internationaux. Notons aussi que 9 de ces communications ont fait l'objet d'une communication indexée dans Archives of Physiology and Biochemistry ou Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.

AUTEURS	Date	CONGRES	TITRE
WATIER B. LAVASTE F.	4-8 juillet 1994, Stockholm, Sweden	3D Analysis of Human Movement (3DAHM)	Comparison of different motion analysis system for in- vitro analysis of the spine
WATIER B. GHANEM I. DUBOUSSET J.F. SKALLI W. LAVASTE F	29-30 octobre 1995, Enschede, The Netherlands	2nd Européan meeting of the Vicon user's group	Apical vertebral movement during surgery

WATIER B. BACON P. LAVASTE F.	24-25 octobre 1997, Pinsot, France	Congrès du Goupement de Recherche En Chirurgie Orthopédique (GRECO)	Etude tridimensionnelle des mobilités actives du rachis cervical par système opto- électronique
WATIER B. LECIRE C. GHANEM I. DUBOUSSET J. SKALLI W. LAVASTE F.	27-30 Aout 1997, Tokyo, Japon	International Society Congress (ISB)	Experimental procedure for studying scoliosis during surgery
WATIER B. SKALLI W. LAVASTE F. LECIRE C. GHANEM I. DUBOUSSET J.	10-13 septembre 1997, Nice, France	World Congress on medical and biomedical engineering	Opto electronic analysis of scoliosis: three-dimensional vertebral displacement during surgery: a preliminary report
WATIER B. BACON P. SKALLI W. LAVASTE F.	17-18 septembre 1998, Lyon, France	Congrès de la société de biomécanique	Etude de la cinématique du rachis cervical in vivo
WATIER B. BACON P. SKALLI W. LAVASTE F.	17-18 septembre 1998, Lyon, France	Congrès de la société de biomécanique	Etude expérimentale du comportement mécanique du rachis cervical
WATIER B. BACON P. SKALLI W. LAVASTE F.	17-18 septembre 1998, Lyon, France	Congrès de la société de biomécanique	Evaluation biomécanique d'ostéosynthèses rachidiennes: étude de la stabilité de trois dispositifs du rachis cervical.
DOUTRELOUX J.P. DELMAS D. AUVERGNE A. DELAGE J.P. WATIER B. LEBAS F.	15-17 septembre 1999, Beaune, France	Congrès de la société de biomécanique	Mechanical behavior of the passive muscle: effect of castration on the development of the longissimus dorsi muscle

GAUTIER J. WATIER B.	11-13 septembre 2002, Valenciennes, France	Congrès de la société de biomécanique	An analysis of kinematics parameters in finswimming
GAUTIER J. BALY L. ZANONE P.G. WATIER B.	29/10 au 1/11, 2003, Toulouse, France	Congrès de l'association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS)	Influence du sexe sur la fréquence de nage et la position angulaire sur 100 m et 800 m chez les nageurs avec palmes de haut niveau
GAUTIER J. BALY L. WATIER B.	10-12 septembre 2003, Poitiers, France	Congrès de la société de biomécanique	2D kinematic of finswimming
CADENE A. ZANONE P.G. WATIER B.	5-8 septembre 2004, Paris, France	Congrès de la société de biomécanique	Mannequin towing with fins: a 2D kinematic
POIRIER E. WATIER B.	28-30 octobre 2009, Rennes, France	14ème congrès de l'ACAPS	Transition from "traditional" to "dancer" position in cyclism allows joint moment's minimisation
POIRIER E. DO MC. WATIER B	28-30 octobre 2009, Rennes, France	14ème congrès de l'ACAPS	Une origine musculaire à la transition de la posture classique vers la posture danseuse chez le cycliste
WATIER B.	2-3 Décembre 2011, Albi, France	Congrès de l'Association Posture Equilibre (APE)	L'analyse vidéo: quels dispositifs pour quels types de mesures?
WATIER B. COSTES A.	4-9 Aout 2013, Natal, Brésil	International Society of Biomechanics (ISB)	An inverse dynamic study suggests that cyclists marginally use hip joint torque at maximal power

VILLEGGER D. WATIER B. MORETTO P.	14-17 Juillet 2014, Lausanne, Suisse	3D Analysis of Human Movement (3DAHM)	Inter-Subject Variability in Running is Reduced with NMODELA-R Dimensionless Number - An Inverse Dynamic Study
TURPIN N., COSTES A., MORETTO P., WATIER B.	26-30 Juin 2014, Bled, Slovénie	Motor Control Summer School (MCSS)	Variability in the Spatial Structure of Muscle Coordination in the Sit-To- Stand Transition in Pedaling
WATIER B. VILLEGGER D. COSTES A. MORETTO P.	5-8 Juillet 2015, Prague, République- Tchèque	European Society of Biomechanics (ESB)	Similar experimental conditions decrease inter- subject variability of running gait
GALO M BITARD H. WATIER B. SOUERES P.	28-30 Octobre 2015, Paris, France	Congrès de la Société de biomécanique	Evidence of dynamic postural control performance in parkour landing
WATIER B. VILLEGGER D. COSTES A. MORETTO P.	28-30 Octobre 2015, Paris, France	Congrès de la société de biomécanique	A preliminary study suggests that walk to run transition is consistent with mechanical optimization
COSTES A. TOURPIN N.A. VILLEGGER D. MORETTO P. WATIER B.	29 June - 3 July 2015, Poitiers, France	International Conference on Biomechanics in Sports	Increasing power output and movement optimization in cycling: insights from a fully instrumented ergometer

TABLEAU 3-3 : COMMUNICATIONS AVEC ACTES

3.3 COMMUNICATIONS ET SEMINAIRES INVITES

Outre les congrès scientifiques présentés plus haut et les enseignements universitaires, j'ai présenté plusieurs fois mes travaux lors de séminaires internes ou en tant qu'invité dans d'autres laboratoires.

J'ai ainsi réalisé des séminaires internes au laboratoire PRISSMH concernant différents thèmes directement liés à la recherche:

- cinématique tridimensionnelle chez l'homme,
- dynamique inverse, optimisation SQP...
- logiciel de calcul MAPLE,
- programmation Matlab & C++,
- critères de stabilité des systèmes dynamiques.

J'ai aussi présenté mes travaux en tant qu'invité:

- 9th Convention of the International Network on Sport and Health Science (INSHS): Hip joint torque is marginally use during cycling at maximal power (Volos, Grèce, 20-24 Mars 2013).

- XVIIIème congrès de l'APE (Association Posture Equilibre): *L'analyse vidéo: quels dispositifs pour quels types de mesures?* (Albi; 2-3 Décembre 2011).

Enfin, lors de mon arrivée au LAAS (janvier 2015), j'ai donné un cycle de conférences généralistes pour un total de 8h intitulé "mécanique classique et application à la biomécanique". L'objectif de cette formation était de donner les bases de la dynamique des systèmes polyarticulés et des méthodes de traitement expérimental des données issues de la biomécanique pour la mise en place des procédures de dynamique inverse.

4 REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abdel-Aziz, Y.I., Karara, H.M., 1971. Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. *Photogramm. Eng. Remote Sens.* 2, 103–107. doi:10.14358/PERS.81.2.103
- Ae, M., Tang, H., Yoko, T., 1992. Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes. *バイオメカニズム* 23–33.
- Alexander, R.M., 1989. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol. Rev.* 69, 1199–1227.
- Allouch, S., Boudaoud, S., Younès, R., Ben-Mansour, K., Marin, F., 2015. Proposition, identification, and experimental evaluation of an inverse dynamic neuromusculoskeletal model for the human finger. *Comput. Biol. Med.* 63, 64–73. doi:10.1016/j.compbiomed.2015.04.035
- Anderson, D.E., Madigan, M.L., Nussbaum, M.A., 2007. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: Model development and application to the lower limb. *J. Biomech.* 40, 3105–3113. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.03.022
- Andriacchi, T., Schultz, A., Belytschko, T., Galante, J., 1974. A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. *J. Biomech.* 7, 497–507. doi:10.1016/0021-9290(74)90084-0
- Baly, L., Favier, D., Durey, A., Berton, E., 2002. Influence de la distance de course sur les paramètres cinématiques de nage chez les nageurs avec palmes de haut niveau. *Sci. Sports* 17, 263–265.
- Barroso, F.O., Torricelli, D., Moreno, J.C., Taylor, J., Gomez-Soriano, J., Bravo-Esteban, E., Piazza, S., Santos, C., Pons, J.L., 2014. Shared muscle synergies in human walking and cycling. *J. Neurophysiol.* 112, 1984–1998. doi:10.1152/jn.00220.2014
- Barter, J.T., 1957. Estimation of the Mass of Body Segments (No. 57-260 (ASTIA 118222)), WADC Technical Report. Wright Air Development, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Berniker, M., Jarc, A., Bizzi, E., Tresch, M.C., 2009. Simplified and effective motor control based on muscle synergies to exploit musculoskeletal dynamics. *Proc. Natl. Acad. Sci.* 106, 7601–7606.
- Bernshtein, N.A., 1967. *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press.
- Biess, A., Liebermann, D.G., Flash, T., 2007. A Computational Model for Redundant Human Three-Dimensional Pointing Movements: Integration of Independent Spatial and Temporal Motor Plans Simplifies Movement Dynamics. *J. Neurosci.* 27, 13045–13064. doi:10.1523/JNEUROSCI.4334-06.2007
- Bizzi, E., Cheung, V.C.K., Avella, A. d', Saltiel, P., Tresch, M., 2008. Combining modules for movement. *Netw. Motion* 57, 125–133. doi:10.1016/j.brainresrev.2007.08.004
- Blickhan, R., 1989. The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.* 22, 1217–1227. doi:10.1016/0021-9290(89)90224-8
- Bridwell, K.H., Betz, R., Capelli, A.M., Huss, G., Harvey, C., 1990. Sagittal Plane Analysis in Idiopathic Scoliosis Patients Treated with Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spine* 15, 644–649.
- Carolan, B., Cafarelli, E., 1992. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J. Appl. Physiol.* 73, 911–917.
- Carson, R.G., Riek, S., 2001. Changes in muscle recruitment patterns during skill acquisition. *Exp. Brain Res.* 138, 71–87. doi:10.1007/s002210100676

- Cavanagh, P.R., 1978. A technique for averaging center of pressure paths from a force platform. *J. Biomech.* 11, 487–491. doi:10.1016/0021-9290(78)90060-X
- Chen, S.-C., Hsieh, H.-J., Lu, T.-W., Tseng, C.-H., 2011. A method for estimating subject-specific body segment inertial parameters in human movement analysis. *Gait Posture* 33, 695–700. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.03.004
- Chèze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J., 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *J. Biomech.* 28, 879–884. doi:10.1016/0021-9290(95)95278-D
- Coe, J.D., Warden, K.E., Sutterlin, C.E.I., McAfee, P.C., 1989. Biomechanical Evaluation of Cervical Spinal Stabilization Methods in a Human Cadaveric Model. *Spine* 14, 1122–1131.
- Colby, S.M., Hintermeister, R.A., Torry, M.R., Steadman, R.J., 1999. Lower limb stability with ACL impairment. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 29, 444–454.
- Cooper, D.M., Leissing, S.K., Kernozek, T.W., 2015. Plantar loading and foot-strike pattern changes with speed during barefoot running in those with a natural rearfoot strike pattern while shod. *The Foot* 25, 89–96. doi:10.1016/j.foot.2015.02.001
- Crowninshield, R.D., Brand, R.A., 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J. Biomech.* 14, 793–801. doi:10.1016/0021-9290(81)90035-X
- Cusick, J.F., Pintar, F.A., Yoganandan, N., 1995. Biomechanical Alterations Induced by Multilevel Cervical Laminectomy. *Spine* 20, 2392–2397.
- Damavandi, M., Farahpour, N., Allard, P., 2009. Determination of body segment masses and centers of mass using a force plate method in individuals of different morphology. *Med. Eng. Phys.* 31, 1187–1194. doi:10.1016/j.medengphy.2009.07.015
- Decherchi, P., Dousset, E., Grélot, L., 2004. Métabosensibilité musculaire et adaptations physiologiques au cours de l'exercice. *Rev. Neurol. (Paris)* 160, 297–305.
- de Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech.* 29, 1223–1230. doi:10.1016/0021-9290(95)00178-6
- De Luca, C.J., Mambrito, B., 1987. Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. *J. Neurophysiol.* 58, 525–542.
- Dietz, V., 2011. Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders. *J. Neurol.* 258, 1406–1412. doi:10.1007/s00415-011-6063-4
- Dominici, N., Ivanenko, Y.P., Cappellini, G., Avella, A. d', Mondì, V., Cicchese, M., Fabiano, A., Silei, T., Di Paolo, A., Giannini, C., Poppele, R.E., Lacquaniti, F., 2011. Locomotor Primitives in Newborn Babies and Their Development. *Science* 334, 997–999. doi:10.1126/science.1210617
- Dounskaia, N.V., Ketcham, C.J., Stelmach, G.E., 2002. Influence of biomechanical constraints on horizontal arm movements. *Mot. CONTROL-CHAMPAIGN-* 6, 366–387.
- Dubousset, J.F., Cotrel, Y., 1991. Application Technique of Cotrel-Dubousset Instrumentation for Scoliosis Deformities. *Clin. Orthop.* 264, 103–110.
- Dumas, R., Aissaoui, R., de Guise, J.A., 2004. A 3D Generic Inverse Dynamic Method using Wrench Notation and Quaternion Algebra. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 7, 159–166. doi:10.1080/10255840410001727805
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J. Biomech.* 40, 543–553. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.02.013

- Dvorak, J., Antinnes, J.A., Panjabi, M., Loustalot, D., Bonomo, M., 1992. Age and Gender Related Normal Motion of the Cervical Spine. *Spine* 17, S393–S398.
- Edwards, L.M., Jobson, S.A., George, S.R., Day, S.H., Nevill, A.M., 2009. Whole-body efficiency is negatively correlated with minimum torque per duty cycle in trained cyclists. *J. Sports Sci.* 27, 319–325. doi:10.1080/02640410802526916
- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O., 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J. Biomech.* 39, 2798–2809. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.10.002
- Erer, K.S., 2007. Adaptive usage of the Butterworth digital filter. *J. Biomech.* 40, 2934–2943. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.02.019
- Farley, C.T., González, O., 1996. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J. Biomech.* 29, 181–186. doi:10.1016/0021-9290(95)00029-1
- Feldman, A.G., 2010. How the Brain Solves Redundancy Problems. *Motor Control* 14, e1–e5.
- Feldman, A.G., 1986. Once More on the Equilibrium-Point Hypothesis (λ Model) for Motor Control. *J. Mot. Behav.* 18, 17–54. doi:10.1080/00222895.1986.10735369
- Feldman, A.G., Orlovsky, G.N., 1972. The influence of different descending systems on the tonic stretch reflex in the cat. *Exp. Neurol.* 37, 481–494. doi:10.1016/0014-4886(72)90091-X
- Fetz, E.E., 2007. Volitional control of neural activity: implications for brain-computer interfaces. *J. Physiol.* 579, 571–579. doi:10.1113/jphysiol.2006.127142
- Fishbach, A., Roy, S.A., Bastianen, C., Miller, L.E., Houk, J.C., 2005. Kinematic properties of on-line error corrections in the monkey. *Exp. Brain Res.* 164, 442–457. doi:10.1007/s00221-005-2264-3
- Flanagan, J.R., Lolley, S., 2001. The inertial anisotropy of the arm is accurately predicted during movement planning. *J. Neurosci.* 21, 1361–1369.
- Flash, T., Hochner, B., 2005. Motor primitives in vertebrates and invertebrates. *Curr. Opin. Neurobiol.* 15, 660–666. doi:10.1016/j.conb.2005.10.011
- Flash, T., Hogan, N., 1985. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J. Neurosci.* 5, 1688–1703.
- Formosa, D., Sayers, M.G., Burkett, B., 2013. Backstroke swimming: exploring gender differences in passive drag and instantaneous net drag force. *J. Appl. Biomech.* 29, 662–669.
- Frayse, F., Dumas, R., Cheze, L., Wang, X., 2009. Comparison of global and joint-to-joint methods for estimating the hip joint load and the muscle forces during walking. *J. Biomech.* 42, 2357–2362. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.06.056
- Galloway, J., Koshland, G., 2002. General coordination of shoulder, elbow and wrist dynamics during multijoint arm movements. *Exp. Brain Res.* 142, 163–180. doi:10.1007/s002210100882
- Gandevia, S.C., Smith, J.L., Crawford, M., Proske, U., Taylor, J.L., 2006. Motor commands contribute to human position sense. *J. Physiol.* 571, 703–710. doi:10.1113/jphysiol.2005.103093
- Gentili, R., Cahouet, V., Ballay, Y., Papaxanthis, C., 2004. Inertial properties of the arm are accurately predicted during motor imagery. *Behav. Brain Res.* 155, 231–239. doi:10.1016/j.bbr.2004.04.027
- Gentner, R., Gorges, S., Weise, D., aufm Kampe, K., Buttmann, M., Classen, J., 2010. Encoding of Motor Skill in the Corticomuscular System of Musicians. *Curr. Biol.* 20, 1869–1874. doi:10.1016/j.cub.2010.09.045

- Giszter, S., Patil, V., Hart, C., 2007. Primitives, premotor drives, and pattern generation: a combined computational and neuroethological perspective, in: Paul Cisek, T.D. and J.F.K. (Ed.), *Progress in Brain Research*. Elsevier, pp. 323–346.
- Goel, V.K., Clark, C.R., McGowan, D., Goyal, S., 1984. An in-vitro study of the kinematics of the normal, injured and stabilized cervical spine. *J. Biomech.* 17, 363–376. doi:10.1016/0021-9290(84)90030-7
- Goel, V.K., Winterbottom, J.M., Schulte, K., Han Chang, Gilbertson, L.G., Pudgil, A.G., Gwon, J.K., 1990. Ligamentous Laxity Across C0-C1-C2 Complex: Axial Torque-Rotation Characteristics Until Failure. *Spine* 15, 990–996.
- Göktepe, S., Menzel, A., Kuhl, E., 2014. The generalized Hill model: A kinematic approach towards active muscle contraction. *J. Mech. Phys. Solids* 72, 20–39. doi:10.1016/j.jmps.2014.07.015
- Gonzalez, H., Hull, M.L., 1989. Multivariable optimization of cycling biomechanics. *J. Biomech.* 22, 1151–1161. doi:10.1016/0021-9290(89)90217-0
- Gray, J.M., Smith, B.W., Ashley, R.K., LaGrone, M.O., Mall, J., 1991. Derotational Analysis of Cotrel-Dubousset Instrumentation in Idiopathic Scoliosis. *Spine* 16, S394.
- Gribble, P.L., Ostry, D.J., 1999. Compensation for interaction torques during single-and multijoint limb movement. *J. Neurophysiol.* 82, 2310–2326.
- Guidetti, L., Rivellini, G., Figura, F., 1996. EMG patterns during running: Intra- and inter-individual variability. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 6, 37–48. doi:10.1016/1050-6411(95)00015-1
- Hahn, D., Herzog, W., Schwirtz, A., 2014. Interdependence of torque, joint angle, angular velocity and muscle action during human multi-joint leg extension. *Eur. J. Appl. Physiol.* 114, 1691–1702. doi:10.1007/s00421-014-2899-5
- Hanavan, E.P., Aerospace Medical Research Laboratories (U.S.), 1964. A mathematical model of the human body. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Hansen, C., Venture, G., Rezzoug, N., Gorce, P., Isableu, B., 2014. An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces. *J. Biomech.* 47, 1577–1581. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.03.004
- Happee, R., 1992. Time optimality in the control of human movements. *Biol. Cybern.* 66, 357–366. doi:10.1007/BF00203672
- Hatze, H., 1976. The complete optimization of a human motion. *Math. Biosci.* 28, 99–135.
- Hermens, H.J., Commission of the European Communities, Biomedical and Health Research Programme (Eds.), 1999. The state of the art on signal processing methods for surface electromyography.
- Hill, A.V., 1938. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proc. R. Soc. Lond. B Biol. Sci.* 126, 136–195. doi:10.1098/rspb.1938.0050
- Hill, A.V., 1922. The mechanism of muscular contraction. *Physiol. Rev.* 2, 310–341.
- Hirashima, M., Kudo, K., Watarai, K., Ohtsuki, T., 2007. Control of 3D Limb Dynamics in Unconstrained Overarm Throws of Different Speeds Performed by Skilled Baseball Players. *J. Neurophysiol.* 97, 680–691. doi:10.1152/jn.00348.2006
- Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. *J. Biomech.* 38, 1–8. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.03.025
- Hogan, N., 1984. An organizing principle for a class of voluntary movements. *J. Neurosci.* 4, 2745–2754.

- Hollerbach, J., Flash, T., 1982. Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biol. Cybern.* 44, 67–77. doi:10.1007/BF00353957
- Holzbour, K.R.S., Delp, S.L., Gold, G.E., Murray, W.M., 2007. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *J. Biomech.* 40, 2442–2449. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.11.013
- Horowitz, J.F., Sidossis, L.S., Coyle, E.F., 2008. High Efficiency of Type I Muscle Fibers Improves Performance. *Int J Sports Med* 15, 152–157. doi:10.1055/s-2007-1021038
- Hughson, R.L., Xing, H.C., Borkhoff, C., Butler, G.C., 1991. Kinetics of ventilation and gas exchange during supine and upright cycle exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 63, 300–307. doi:10.1007/BF00233866
- Iino, Y., Kojima, T., 2012. Validity of the top-down approach of inverse dynamics analysis in fast and large rotational trunk movements. *J. Appl. Biomech.* 28, 420–430.
- Ivanenko, Y.P., 2006. Motor Control Programs and Walking. *The Neuroscientist* 12, 339–348. doi:10.1177/1073858406287987
- Jensen, R.K., 1989. Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *J. Biomech.* 22, 529–536. doi:10.1016/0021-9290(89)90004-3
- Jorge, M., Hull, M.L., 1986. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J. Biomech.* 19, 683–694. doi:10.1016/0021-9290(86)90192-2
- Junior, F.C., Ackermann, M., Jefferson, F., Isabel, C.N., 2013. Influence of Center of Pressure Estimation Errors on 3D Inverse Dynamics. *J. Appl. Biomech.* 29, 790–797.
- Kajita, S., Hirukawa, H., Harada, K., Yokoi, K., 2009. *Introduction à la commande des robots humanoïdes*. Springer-Verlag, France.
- Kiernan, D., Walsh, M., O’Sullivan, R., O’Brien, T., Simms, C.K., 2014. The influence of estimated body segment parameters on predicted joint kinetics during diplegic cerebral palsy gait. *J. Biomech.* 47, 284–288. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.10.024
- König, N., Singh, N.B., Beckerath, J. von, Janke, L., Taylor, W.R., 2014. Is gait variability reliable? An assessment of spatio-temporal parameters of gait variability during continuous overground walking. *Gait Posture* 39, 615–617. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.06.014
- Korff, T., Romer, L.M., Mayhew, I., Martin, J.C., 2007. Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists: *Med. Sci. Sports Exerc.* 39, 991–995. doi:10.1249/mss.0b013e318043a235
- Krebs, H.I., Aisen, M.L., Volpe, B.T., Hogan, N., 1999. Quantization of continuous arm movements in humans with brain injury. *Proc. Natl. Acad. Sci.* 96, 4645–4649.
- Laumond, J.-P., Mansard, N., Lasserre, J.-B., 2014. Optimality in robot motion: optimal versus optimized motion. *Commun. ACM* 57, 82–89.
- Lavaste, F., Diop, A., Skalli, W., 1993. Fiabilité de l’évaluation expérimentale des implants rachidiens. *Rachis* 5, 273–278.
- Leboeuf, F., Lacouture, P., 2008. Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d’un geste sportif. *Mov. Sport Sci.* 63, 37–52. doi:10.3917/sm.063.0037
- Lee, D.D., Seung, H.S., 2001. Algorithms for non-negative matrix factorization, in: *Advances in Neural Information Processing Systems*. pp. 556–562.
- Levy, J.H., 2010. *Biomechanics: principles, trends and applications*. Nova Science, New York.
- Li, L., Caldwell, G.E., 1998. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J. Appl. Physiol.* 85, 927–934.

- Liu, D., Todorov, E., 2007. Evidence for the Flexible Sensorimotor Strategies Predicted by Optimal Feedback Control. *J. Neurosci.* 27, 9354–9368. doi:10.1523/JNEUROSCI.1110-06.2007
- Loeb, G., 2012. Optimal isn't good enough. *Biol. Cybern.* 106, 757–765. doi:10.1007/s00422-012-0514-6
- Marsh, A.P., Martin, P.E., Sanderson, D.J., 2000. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? *J. Biomech.* 33, 173–180.
- Mazel, C., 1995. Instrumentation rachidienne flexible Twinflex dans les arthrodèses lombaires et lombosacrées—Série de 114 cas avec un recul minimal de 1 an. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 5, 271–277.
- McCall, R.E., Bronson, W., 1992. Criteria for Selective Fusion in Idiopathic Scoliosis Using Cotrel-Dubousset Instrumentation. *J. Pediatr. Orthop.* 12, 475–479.
- McCaw, S.T., Gardner, J.K., Stafford, L.N., Torry, M.R., 2013. Filtering Ground Reaction Force Data Affects the Calculation and Interpretation of. *J. Appl. Biomech.* 29, 804–809.
- McDaniel, J., Subudhi, A., Martin, J.C., 2005. Torso stabilization reduces the metabolic cost of producing cycling power. *Can. J. Appl. Physiol.* 30, 433–441.
- McKay, J.L., Ting, L.H., 2012. Optimization of Muscle Activity for Task-Level Goals Predicts Complex Changes in Limb Forces across Biomechanical Contexts. *PLoS Comput. Biol.* 8, e1002465. doi:10.1371/journal.pcbi.1002465
- McMahon, T.A., Cheng, G.C., 1990. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Int. Soc. Biomech.* 23, Supplement 1, 65–78. doi:10.1016/0021-9290(90)90042-2
- Millet, G.P., Tronche, C., Fuster, N., Candau, R., 2002. Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34, 1645–1652.
- Moissenet, F., Chèze, L., Dumas, R., 2014. A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait. *J. Biomech.* 47, 50–58. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.10.015
- Monnet, T., Thouzé, A., Pain, M.T.G., Begon, M., 2012. Assessment of reproducibility of thigh marker ranking during walking and landing tasks. *Med. Eng. Phys.* 34, 1200–1208. doi:10.1016/j.medengphy.2012.05.006
- Mussa-Ivaldi, F.A., Bizzi, E., 2000. Motor learning through the combination of primitives. *Philos. Trans. R. Soc. B Biol. Sci.* 355, 1755–1769. doi:10.1098/rstb.2000.0733
- Nelson, W.L., 1983. Physical principles for economies of skilled movements. *Biol. Cybern.* 46, 135–147.
- Neptune, R.R., Clark, D.J., Kautz, S.A., 2009. Modular control of human walking: A simulation study. *J. Biomech.* 42, 1282–1287. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.009
- Newton, I., 1687. *Philosophiae naturalis principia mathematica*. J. Societatis Regiae ac Typis J. Streater.
- Nishikawa, K., Murray, S., Flanders, M., 1981. Do arm postures vary with the speed of reaching? *J. Neurophysiology* 81, 2582–2586.
- Nubar, Y., Contini, R., 1961. A minimal principle in biomechanics. *Bull. Math. Biophys.* 23, 377–391. doi:10.1007/BF02476493
- Panjabi, M., Brand, R., White, A., 1976. Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J. Bone Jt. Surg.* 58, 642–652.

- Panjabi, M.M., Brand Jr., R.A., White III, A.A., 1976. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J. Biomech.* 9, 185–192. doi:10.1016/0021-9290(76)90003-8
- Panjabi, M.M., Dvorak, J., Duranceau, J., Yamamoto, I., Gerber, M., Rauschnig, W., Bueff, H.U., 1988. Three-Dimensional Movements of the Upper Cervical Spine. *Spine* 13, 726–730.
- Panjabi, M.M., Summers, D.J., Pelker, R.R., Videman, T., Friedlaender, G.E., Southwick, W.O., 1986. Three-dimensional load-displacement curves due to forces on the cervical spine. *J. Orthop. Res.* 4, 152–161. doi:10.1002/jor.1100040203
- Patterson, R.P., Moreno, M.I., 1990. Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med. Sci. Sports Exerc.* 22.
- Pelker, R.R., Duranceau, J.S., Panjabi, M.M., 1991. Cervical Spine Stabilization: A Three-Dimensional Biomechanical Evaluation of Rotational Stability, Strength, and Failure Mechanisms. *Spine* 16, 117–122.
- Persyn, U., Vervaecke, H., Verhetsel, D., 1983. Factors influencing stroke mechanics and speed in swimming the butterfly, in: *Biomechanics VIII-B*, Champaign. Matsui H. & Kobayashi K.
- Peters, A., Galna, B., Sangeux, M., Morris, M., Baker, R., 2010. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review. *Gait Posture* 31, 1–8. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.004
- Piazzolla, A., Solarino, G., De Giorgi, S., Mori, C.M., Moretti, L., De Giorgi, G., 2011. Cotrel–Dubousset instrumentation in neuromuscular scoliosis. *Eur. Spine J.* 20, 75–84. doi:10.1007/s00586-011-1758-x
- Pires, N.J., Lay, B.S., Rubenson, J., 2014. Joint-level mechanics of the walk-to-run transition in humans. *J. Exp. Biol.* 217, 3519–3527. doi:10.1242/jeb.107599
- Poggio, T., Bizzi, E., 2004. Generalization in vision and motor control. *Nature* 431, 768–774.
- Poppele, R., Bosco, G., 2003. Sophisticated spinal contributions to motor control. *Trends Neurosci.* 26, 269–276. doi:10.1016/S0166-2236(03)00073-0
- Prilutsky, B.I., Zatsiorsky, V.M., 2002. Optimization-based models of muscle coordination. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 30, 32.
- Ramos, O.E., Saab, L., Hak, S., Mansard, N., 2011. Dynamic motion capture and edition using a stack of tasks, in: *Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on.* IEEE, pp. 224–230.
- Raynor, A.J., Yi, C.J., Abernethy, B., Jong, Q.J., 2002. Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors? *Curr. Issues Mot. Control Coord.* 21, 785–805. doi:10.1016/S0167-9457(02)00180-X
- Richardson, A., 1986. The biomechanics of swimming: the shoulder and knee. *Clin. Sports Med.* 5, 103–113.
- Robertson, D.G.E., Dowling, J.J., 2003. Design and responses of Butterworth and critically damped digital filters. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13, 569–573. doi:10.1016/S1050-6411(03)00080-4
- Romano, F., Del Prete, A., Mansard, N., Nori, F., 2015. Prioritized Optimal Control: a Hierarchical Differential Dynamic Programming approach. Presented at the ICRA, Seattle.
- Rossignol, S., 2006. Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiol. Rev.* 86, 89–154. doi:10.1152/physrev.00028.2005

- Ryschon, T.W., Stray-Gundersen, J., 1991. The effect of body position on the energy cost of cycling. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23, 949–953.
- Saab, L., Mansard, N., Soueres, P., Fourquet, J.Y., Sreenivasa, M., Nakamura, Y., 2012. Whole-Body Torques for Generating Complex Movements in Humans and Humanoids, in: *Robot Control*. Presented at the 10th IFAC Symposium on Robot Control, Dubrovnik, Croatia. doi:10.3182/20120905-3-HR-2030.00177
- Saab, L., Ramos, O.E., Keith, F., Mansard, N., Soueres, P., Fourquet, J.-Y., 2013. Dynamic Whole-Body Motion Generation Under Rigid Contacts and Other Unilateral Constraints. *IEEE Trans. Robot.* 29, 346–362. doi:10.1109/TRO.2012.2234351
- Sabes, P.N., Jordan, M.I., Wolpert, D.M., 1998. The role of inertial sensitivity in motor planning. *J. Neurosci.* 18, 5948–5957.
- Sanderson, D.J., Hennig, E.M., Black, A.H., 2000. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J. Sports Sci.* 18, 173–181.
- Sanders, R.H., Cappaert, J.M., Devlin, R.K., 1995. Wave characteristics of butterfly swimming. *J. Biomech.* 28, 9–16. doi:10.1016/0021-9290(95)80002-6
- Sanger, T.D., 2000. Human arm movements described by a low-dimensional superposition of principal components. *J. Neurosci.* 20, 1066–1072.
- Sardain, P., Bessonnet, G., 2004a. Forces Acting on a Biped Robot. Center of Pressure and Zero Moment Point. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. - Part Syst. Hum.* 34, 630–637. doi:10.1109/TSMCA.2004.832811
- Sardain, P., Bessonnet, G., 2004b. Zero Moment Point - Measurements From a Human Walker Wearing Robot Feet as Shoes. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. - Part Syst. Hum.* 34, 638–648. doi:10.1109/TSMCA.2004.832833
- Shiavi, R., Frigo, C., Pedotti, A., 1998. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Med. Biol. Eng. Comput.* 36, 171–178.
- Shimba, T., 1984. An estimation of center of gravity from force platform data. *J. Biomech.* 17, 53–60. doi:10.1016/0021-9290(84)90080-0
- Siston, R.A., Delp, S.L., 2006. Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *J. Biomech.* 39, 125–130. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.032
- Skalli, W., Lavaste, F., Maurel, N., Diop, A., 1995. *Eléments finis et biomécanique du rachis*. Rachis 7, 159–166.
- Soechting, J.F., Buneo, C.A., Herrmann, U., Flanders, M., 1995. Moving effortlessly in three dimensions: does Donders' law apply to arm movement? *J. Neurosci.* 15, 6271–6280.
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., Leardini, A., 2005. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clin. Biomech.* 20, 320–329. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012
- Stokes, I.A.F.C., 1994. *Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity: A Report Presented to the Scoliosis Research Society by The Scoliosis Research Society Working Group on 3-D Terminology of Spinal Deformity*. *Spine* 19, 236–248.
- Tagaki, A., Fujimura, E., Suehiro, S., 1985. A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse., in: *Vestibular and Visual Control on Posture and Locomotor Equilibrium*, Karger. Bâle.
- Tanaka, H., Bassett Jr, D.R., Best, S.K., Baker Jr, K.R., 1996. Seated versus standing cycling in competitive road cyclists: uphill climbing and maximal oxygen uptake. *Can. J. Appl. Physiol.* 21, 149–154.

- Thornton, K., 1984. Learning from the Olympians: Butterfly stroke rhythm. *Swim. World, Swimming World* 14, 40–51.
- Thoroughman, K., Shadmehr, R., 2000. Learning of action through adaptive combination of motor primitives. *Nature* 407, 742–747.
- Todorov, E., 2004. Optimality principles in sensorimotor control. *Nat. Neurosci.* 7, 907–915. doi:10.1038/nn1309
- Toussaint, H.M., Truijens, M., Elzinga, M., Van de Ven, A., de best, H., Snabel, B., de Groot, G., 2002. Effect of a fast-skin™ “body” suit on drag during front crawl swimming. *Sports Biomech.* 1, 1–10. doi:10.1080/14763140208522783
- Tresch, M.C., 2005. Matrix Factorization Algorithms for the Identification of Muscle Synergies: Evaluation on Simulated and Experimental Data Sets. *J. Neurophysiol.* 95, 2199–2212. doi:10.1152/jn.00222.2005
- Trott, P., Pearcy, M., Ruston, S., Fulton, I., Brien, C., 1996. Three-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender. *Clin. Biomech.* 11, 201–206. doi:10.1016/0268-0033(95)00072-0
- Tsai, T.-Y., Lu, T.-W., Kuo, M.-Y., Lin, C.-C., 2011. Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *J. Biomech.* 44, 1182–1188. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.01.009
- Uno, Y., Kawato, M., Suzuki, R., 1989. Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biol. Cybern.* 61, 89–101. doi:10.1007/BF00204593
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., Monod, H., 1987. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *Eur. J. Appl. Physiol.* 56, 650–656.
- Veron, S., 1997. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur. ENSAM ParisTech, Paris.
- Viviani, P., Flash, T., 1995. Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony: converging approaches to movement planning. *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.* 21, 32.
- Vogel, S., 1996. *Life in Moving Fluids: The Physical Biology of Flow*, Princeton University Press. ed, Princeton University Press. Princeton University Press.
- Wen, N., Lavaste, F., Santin, J.J., Lassau, J.P., 1993. Three-dimensional biomechanical properties of the human cervical spine in vitro. *Eur. Spine J.* 2, 2–11. doi:10.1007/BF00301048
- Wensing, P.M., Orin, D., 2013. High-speed humanoid running through control with a 3D-SLIP model, in: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on.* IEEE, pp. 5134–5140.
- White, A.A.I., Panjabi, M.M., 1978. The Basic Kinematics of the Human Spine: A Review of Past and Current Knowledge. *Spine* 3, 12–20.
- Wikstrom, E.A., Tillman, M.D., Smith, A.N., Borsa, P.A., 2005. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *J. Athl. Train.* 40, 305.
- Windhorst, U., 2007. Muscle proprioceptive feedback and spinal networks. *Brain Res. Bull.* 73, 155–202. doi:10.1016/j.brainresbull.2007.03.010
- Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th Edition. Wiley.
- Wood, K.B., Transfeldt, nsor E., Ogilvie, J.W., Schendel, M.J., Bradford, D.S., 1991. Rotational Changes of the Vertebral-Pelvic Axis Following Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spine* 16, S409.

- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., Lima, D.D. D', Cristofolini, L., Witte, H., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J. Biomech.* 35, 543–548.
- Wu, G., van der Helm, F.C.T., (DirkJan) Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38, 981–992. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Yang, J., Marler, R.T., Kim, H., Arora, J., Abdel-Malek, K., 2004. Multi-objective optimization for upper body posture prediction, in: 10th AIAA/ISSMO Multidisciplinary Analysis and Optimization Conference.
- Youdas, J.W., Garrett, T.R., Suman, V.J., Bogard, C.L., Hallman, H.O., Carey, J.R., 1992. Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study. *Phys. Ther.* 72, 770–780.
- Zatsiorsky, V.M., 2002. Kinetics of Human Motion. Human Kinetics.
- Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V.N., 1983. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body, in: *Biomechanics VIII-B*, Champaign. pp. 1152–1159.
- Zehr, E.P., Klimstra, M., Dragert, K., Barzi, Y., Bowden, M.G., Javan, B., Phadke, C., 2007. Enhancement of Arm and Leg Locomotor Coupling With Augmented Cutaneous Feedback From the Hand. *J. Neurophysiol.* 98, 1810–1814. doi:10.1152/jn.00562.2007